

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Rozdíl svalové aktivity při bench pressu s velikostí odporu 1RM a
4RM**

Bakalářská práce

Vedoucí bakalářské práce:
doc. PhDr. Petr Šťastný, Ph.D.

Vypracoval:
Martin Machura

Praha, říjen 2020

Prohlašuji, že jsem závěrečnou bakalářskou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

podpis studenta

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat vedoucímu své bakalářské práce PhDr. Petrovi Šťastnému, Ph.D., za ochotu, trpělivost a odborné vedení. Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Dušanu Blažkovi, který mi poskytl data k amplitudě EMG, u již změřených dechových technik a všem ostatním, kteří se jakkoliv podíleli na tomto výzkumu. Chtěl bych také poděkovat své rodině, která mě podporovala po celou dobu studia.

ABSTRAKT

Název: Rozdíl svalové aktivity při bench pressu s velikostí odporu 1RM a 4RM

Cíle: Hlavním cílem této práce je porovnat svalovou aktivitu triceps brachii, latissimus dorsi, anterior deltoideus, posterior deltoideus, pectoralis major pars sternalis, pectoralis major pars clavicularis u bench pressu mezi jednotlivými částmi koncentrické fáze u jednoho opakování s velikostí odporu 1RM a posledního opakování z celkových čtyř s velikostí odporu 4RM u středně pokročilých sportovců praktikujících silový trénink.

Metody: Práce využívá metody randomizovaného experimentu a metody analýzy. Data ze záznamu svalové aktivity při různých velikostech odporu a fázích pohybu při bench pressu byla získána v biomechanické laboratoři pomocí randomizovaného experimentu. Metoda analýzy byla využita pro vyhodnocení dat, které probíhalo pomocí určení základních hodnot deskriptivní statistiky a testování hypotéz pomocí T-testu.

Výsledky: Výsledkem práce jsou signifikantní ($p < 0,05$) rozdíly v aktivitě mezi jednotlivými svaly zapojenými do pohybu při bench pressu u jednoho opakování 1RM a posledního opakování 4RM. Současně byly také nalezeny rozdíly ve svalové aktivitě ve vztahu k částem koncentrické fáze bench pressu. Aktivita všech sledovaných svalů byla signifikantně vyšší při velikosti zatížení 4RM v předkritické fázi pohybu, v kritické fázi pohybu byla významně vyšší při velikosti zatížení 4RM u svalů triceps brachii, latissimus dorsi a pectoralis major pars sternalis. V postkritické fázi byla svalová aktivita vyšší při velikosti zatížení 4RM u svalů triceps brachii, pectoralis major pars sternalis a clavicularis. Signifikantní rozdíly v rámci aktivity jednotlivých svalů mezi předkritickou a kritickou fází byly nalezeny u svalů triceps brachii, posterior deltoideus a pectoralis major pars sternalis při 1RM a triceps brachii, anterior deltoideus a pectoralis major pars sternalis při 4RM. Významné rozdíly mezi kritickou a postkritickou fází byly nalezeny u všech sledovaných svalů při 1RM, dále u anterior deltoideus, pectoralis major pars sternalis a clavicularis, latissimus dorsi při 4RM.

Klíčová slova: bench press, svalová aktivita, elektromyografie

ABSTRACT

Title: Difference in muscle activity during 1RM and 4RM bench press.

Objectives: The aim of this thesis is to compare the muscle activity of triceps brachii (TB), latissimus dorsi (LD), anterior deltoideus (AD), posterior deltoideus (PD), pectoralis major pars sternalis (PMS) and pectoralis major pars clavicularis (PMC) during the bench press with the maximal load (1 repetition) and the submaximal load of 4RM (4th out of 4 repetitions) and to determine the differences in the muscle activity between three different phases of the concentric part of the movement.

Methods: This thesis utilizes the method of randomized experiment and the method of analysis. The data of muscular activity during the bench press with the maximal and submaximal load and different phases of the concentric part of the movement were obtained in the biomechanical laboratory using the randomized experimental approach. The subjects of this study were 19 men (20-28 years old). The method of analysis was used for evaluation of the data with utilization of the basic descriptive statistics and analysis of hypothesis with the T-test.

Results: The results of this study are significant ($p < 0,05$) differences in the activity between muscles involved in the bench press exercise with the maximal load (1st repetition) and the submaximal load of 4RM (4th repetition). Furthermore, significant differences in the muscle activity were observed during different phases of the movement. The activity of all observed muscles was significantly higher during the exercise with the load of 4RM in the presticking phase, in the sticking region the activity was significantly higher with the load of 4RM in the following muscles: TB, LD and PMS. In the poststicking phase the activity was higher with the load of 4RM in TB, PMS and PMC. Significant changes in the activity of a muscle between presticking and sticking phase was found in TB, PD, PMS (1RM) and TB, AD and PMS (4RM). The differences between sticking and poststicking phase was found in all observed muscles (1RM) and AD, LD, PMS and PMC (4RM).

Keywords: bench press, muscle activity, electromyography

Obsah

Úvod	1
1 Teoretická část.....	2
1.1 Svalová kontrakce.....	2
1.2 Komplexní cviky	3
1.3 Svalové skupiny a jejich aktivita	4
1.3.1 Hlavní hybače pro bench press.....	4
1.3.2 Vedlejší a stabilizační svaly u bench pressu	7
1.4 Svalová aktivita u různých variant bench pressu	8
1.5 Silové schopnosti.....	12
1.5.1. Rozdělení silových schopností.....	13
1.5.2 Metodotvorní činitelé.....	13
1.5.3 Rychlost provedení – tempo	15
2. EMG – Elektromyografie	17
2.1.1 Povrchová EMG	17
2.1.2 Snímací elektrody	17
2.1.3 Signál EMG.....	17
2.2 Normalizace EMG signálu.....	18
2.2.1 Aktivace svalů vs. amplituda EMG.....	18
2.2.2 Úvahy v rámci relace	18
2.2.3 Kontrakce svalů	19
2.2.4 Hodnocení svalové únavy podle EMG signálu.....	19
2.2.5 Šest metodických přístupů k normalizaci amplitud EMG.....	19
2.2.6 Normalizace na maximální dobrovolnou kontrakci (MVC)	20
2.2.7 Porovnání amplitudy mezi svaly během stejného úkolu.....	21
2.3 Bench press – technika.....	21
3. Cíl práce a hypotézy.....	25
4. Metodika práce	26
4.1 Výzkumný soubor	26
4.2 Metodika výzkumu	26
4.3 Sběr a analýza dat.....	28
4.3.1. Elektromyografie	28
4.3.2. Kinematická data	28
5. Výsledky.....	30
5.1. Výsledky velikosti svalové aktivity mezi 1RM a 4RM u dechové techniky FBP	30

6. Diskuze.....	33
7. Závěr.....	35
8. Seznam literatury	36
9. Seznam obrázků a grafů	41
10. Přílohy.....	42

Úvod

Tématem bakalářské práce je rozdíl svalové aktivity při bench pressu s velikostí odporu 1RM a 4RM. Toto téma jsem si vybral, jelikož mi bylo nejbližší. Pocházím z atletické rodiny, a tak jsem poprvé posilovnu navštívil již jako malý. Cvičit jsem začal až ve starším věku, ale o bench pressu jsem měl povědomí vždy. Dříve jsem dělal atletiku, a jelikož bench press je jeden ze základních cviků, nebylo výjimkou, že se objevil i v atletickém posilování.

Koncem střední školy jsem se začal více zajímat o cvičení a zdravý životní styl, a proto jsem se rozhodl studovat tuto fakultu. Při příchodu na vysokou školu jsem se již atletice aktivně nevěnoval a svůj zájem přesunul do oblasti posilování a kulturistiky. Ze začátku jsem se věnoval cvičení s vlastní vahou, poté silovému trojboji a nakonec kulturistickému tréninku. Začal jsem se postupně ubírat směrem zdravého životního stylu. Proto jsem si také vybral specializaci „aktivity podporující zdraví“, kde jsem mohl rozšiřovat své znalosti ohledně cvičení, kompenzačních či kondičních programů. Na této fakultě jsem získal znalosti v oblasti anatomie, fyziologie či vedení sportovního tréninku. Svě znalosti jsem chtěl prohlubovat, a proto jsem absolvoval kurzy, které spadaly do tohoto odvětví.

Ve školní posilovně jsem se seznámil s Mgr. Dušanem Blažkem, který potřeboval pro svůj výzkum bench pressu několik probandů. Jelikož jsem už nějakou dobu cvičil a bench press mi nebyl cizí, souhlasil jsem, že se budu na tomto výzkumu podílet. Výzkum byl pro mě velice zajímavý i přínosný. Po celou dobu docházení na tato měření jsem dával pozor a přemýšlel jsem, zdali si vyberu pro svoji bakalářskou práci podobné téma. Rok se s rokem sešel a já jsem při výběru tématu bakalářské práce měl jasno. Chtěl jsem téma týkající se posilování a měření výsledků ve školní laboratoři.

1 Teoretická část

1. 1 Svalová kontrakce

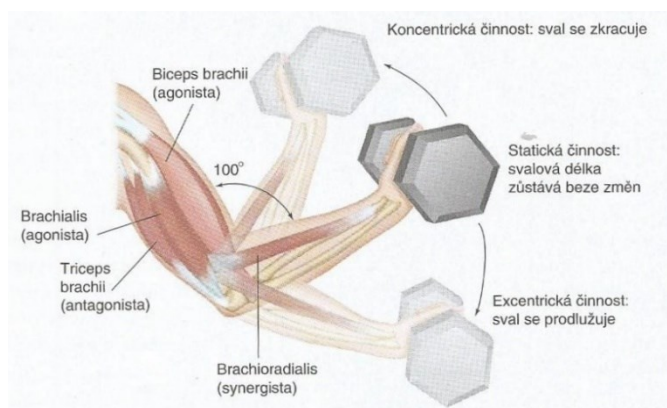
„V průběhu typické tréninkové jednotky dochází k desítkám, až stovkám svalových stahů (kontraktí), které pohybují tělem, nebo náčiním. Zkrácení svalu je způsobeno kontraktílními svalovými útvary podrážděnými nervovou stimulací. Svalový stah ovšem nepředstavuje jen zkrácení svalových vláken. V závislosti na velikosti odporu a na síle, kterou svaly produkují, mohou při svalovém stahu nastat tři různé typy kontraktí (Stoppani, 2016, s. 12).

První kontraktí je podle Jarmey, Sharkey (2019) koncentrická svalová činnost, která způsobuje změnu polohy v kloubech, takže se začátek a konec svalu k sobě přibližuje. Při koncentrické fázi biceps brachii se ohýbá paže v lokti a zápěstí jde směrem k rameni. Dalším příkladem koncentrické činnosti je cvik sed-leh, kdy dochází ke koncentrické činnosti při zvedání trupu.

Kolektiv autorů (2008) popisuje jako druhý typ svalové činnosti excentrickou svalovou činnost, ke které dochází, pokud je činka pouštěna směrem níže. Svaly dělající tuto činnost se při tvorbě síly natahují, nebo protahují. Jejich směr nesmí být proti kostem. Jarmey, Sharkey (2019) dodávají, že rozdíl mezi koncentrickou a excentrickou kontraktí je, že při koncentrické se sval zkracuje a u excentrické sval natahuje.

Poslední svalovou kontraktí je podle Stoppani (2016) izometrická kontrakce, která vyvíjí značné úsilí, avšak začátek ani konec svalu se nemění. Poloha těla zůstává taktéž stejná. Typ této svalové kontrakce je například zvednutí předmětu, který zvednout nelze, nebo izometrické držení činky (např. bicepsovém zdvíhu).

Obrázek 1 - Svalové kontrakce



Zdroj: Kolektiv autorů, 2008, s. 27

Kolektiv autorů (2008) poukazuje na to, že by sval měl být schopen vytvořit maximální sílu. Tato síla se střídá ve vývoji celého rozsahu pohybu. Závisí na stavbě svalu a úhlu kloubu. Tzv. „mrtvý bod“ je charakteristický právě pro cviky tohoto typu. Jsou jimi například bench press, leg press, dřep.

Cadore a González-Izal (2018) popisují účinky koncentrického a excentrického silového tréninku na vyvolanou únavu koncentrickým a excentrickým cvičením. Výsledkem bylo, že oba zásahy vedly k podobnému snížení síly během únavových protokolů ve srovnání s těmi, které byly spojeny s předcvičením.

1.2 Komplexní cviky

Komplexní cviky, neboli vícekloubové cviky, jsou cviky, ze kterých vychází pohyb ve více kloubech současně. Zapojují se zde převážně velké svalové skupiny. Mezi komplexní cviky řadíme například dřep, při kterém dochází k ohybům v kotníku, kolenním i kyčelním kloubu. Tento cvik zaměstnává velké množství svalových skupin. Jako hlavní svalovou skupinu zapojuje kvadricepsy (všechny 4 hlavy, záleží na technice dřepu) dvojhlavý sval stehenní, střed těla, gluteus maximus a také m. triceps surae (Havlová, 2019).

Komplexní cviky jsou také efektivnější než izolované cviky a mohou nám šetřit čas, například při budování svalové hmoty. Jeden komplexní cvik nám může vykonat práci za několik izolovaných cviků. Dalším benefitem je spalování většího množství kalorií, zapojením více svalových skupin spotřebováváme více energie. Další výhodou je také zvednutá zátěž, jelikož u komplexních cviků se nám zapojuje více svalových skupin, můžeme také zvednout větší zátěž než u izolovaných cviků.

Například u bench pressu (který se řadí mezi komplexní cviky) jsme schopni zvednout daleko větší zátěž než u rozpažování, které je izolovaným cvikem. Komplexní cviky vedou tedy k lepšímu progresivnímu přetížení než izolované (Pecka, 2019).

Petr a Šťastný (2012) dodávají, že vícekloubové cviky vytváří vyšší hormonální odpověď než cviky izolované.

Nevýhodou komplexních cviků je časté přetížení centrální nervové soustavy, jelikož zaměstnávají velké množství svalových skupin. Potřebují také větší množství regenerace a odpočinku. Další nevýhodou u komplexních cviků je to, že některá svalová skupina pracuje více a některá méně (Pecka, 2019).

Gentil a Bottaro (2015) prováděli výzkum na cvičení s odporem u izolovaných a vícekloubových cviků a jejich účinky na svalovou sílu a hypertrofii. Výsledky této studie naznačují, že cvičení izolované i vícekloubové jsou stejně účinné pro podporu zvýšení síly a velikosti svalů horní části těla u netrénovaných mužů. Výběr mezi cvičeními izolovaných a vícekloubových by proto měl být založen na individuálních a praktických aspektech, jako je dostupnost vybavení, pohybová specifická, individuální preference a časová náročnost.

1.3 Svalové skupiny a jejich aktivita

Dvořák (2019) označuje bench press jako jeden ze tří cviků v silovém trojboji. U tohoto cviku je zapojováno velké množství svalů, proto se také řadí mezi základní cviky. Svaly, které jsou u toho cviku zapojeny, můžeme rozdělit na svaly hlavní a vedlejší. Mezi hlavní svalové skupiny, které jsou zde zapojeny, patří velký prsní sval, který se zapojí více při širším úchopu, přední část deltového svalu a triceps, který je zapojován více, je-li úchop užší a lokty se tlačí více k tělu. V této části bych chtěl vypsát základní informace o těchto svalových skupinách a následně popsat vedlejší a stabilizační svaly.

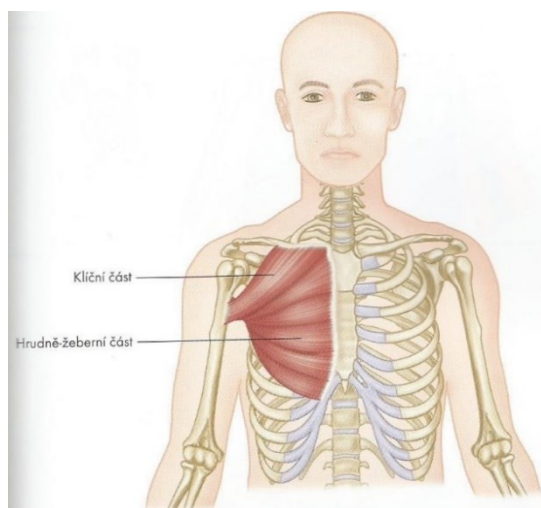
1.3.1 Hlavní hybače pro bench press

M.pectoralis major – velký sval prsní

Velký sval prsní je rozdělen na tři části: část klíčkovou (pars clavicularis), část hrudožební (pars sternocostalis) a část břišní (pars abdominalis). Svalové snopce se sbíhají k jamce podpažní a upínají se na hřeben velkého hrbolku kosti pažní (crista tuberculi majoris humeri) (Dostálová, Sigmund, 2017).

Velký sval prsní provádí addukci (připažení) a vnitřní rotaci paže, ve visu přitahuje trup k náradí. Podílí se na pohybu z připažení do předpažení a na pohybu z upažení do předpažení. Uplatňuje se při protrakci ramen (ramena směrem dolů) a při fixované paži zvedá hrudní koš do vdechové polohy, je tedy pomocným svalem dýchacím (Dostálová, Sigmund, 2017).

Obrázek 2 - Velký prsní



Zdroj: Jarmey a Sharkey, 2019, s. 143

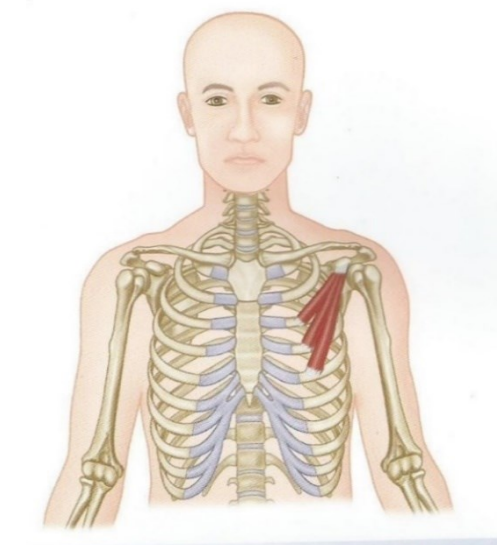
M.pectoralis minor – malý prsní sval

Malý prsní sval je plochý sval, jeho vzhled je trojúhelníkovitý. Nachází se za velkým prsním svalem. Malý a velký prsní sval formuje přední stěnu podpažní jamky (Dostálová, Sigmund, 2017).

Funkce

Vytahuje lopatku vpřed a dolů. Žebra se při aktivním nádechu zvedají pomocí malého prsního svalu (Dostálová, Sigmund, 2017).

Obrázek 3 - Malý prsní



Zdroj: Jarmey a Sharkey, 2019, s. 141

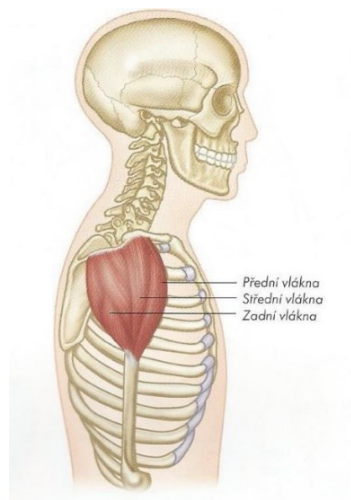
M. deltoideus – deltový sval

Deltový sval je tvořen třemi částmi: přední, střední a zadní. Střední část je tvořena z mnoha zpeřených svalových vláken, protože upažení, u kterého pracuje střední část deltového svalu, žádá podstatnou sílu (Dostálová, Sigmund, 2017).

Funkce

Přední vlákna provádějí flexi a střední rotaci paže. Střední vlákna konají upažení kosti pažní. Zadní vlákna vykonávají extenze a laterální rotace paže (Dostálová, Sigmund, 2017).

Obrázek 4 - Deltový sval



Zdroj: Jarmey a Sharkey, 2019, s. 146

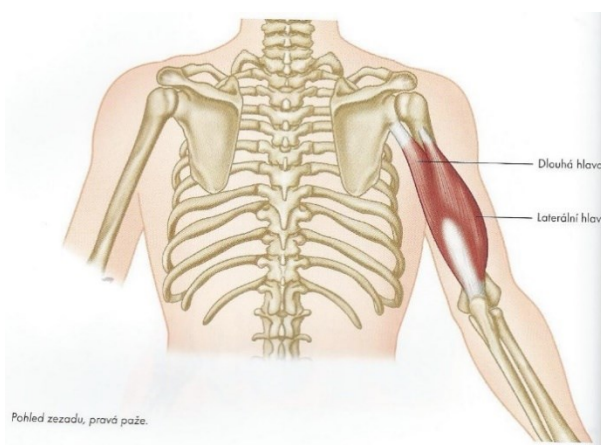
M. triceps brachii – trojhlavý sval pažní

Trojhlavý sval pažní je tvořen třemi hlavami. Tento sval se nachází na zadní straně paže. Laterální a dlouhá hlava zakrývá mediální hlavu svalu (Dostálová, Sigmund, 2017).

Funkce

Propnutí paže v lokti. Addukci a extenzi z flexe vykonává dlouhá hlava tricepsu. Upevňuje ramenní kloub (Dostálová, Sigmund, 2017).

Obrázek 5 - Trojhlavý sval pažní



Zdroj: Jarmey a Sharkey, 2019, s. 156

1.3.2 Vedlejší a stabilizační svaly u bench pressu

Svaly vedlejší jsou svaly, které jsou během cvičení rovněž zapojeny, ale nevykonávají hlavní úlohu během cviku. Mezi svaly vedlejší patří m. biceps brachii, který ohýbá paži v lokti a provádí supinaci předloktí (je to také sval, díky kterému můžeme vytáhnout korkovou zátku vývrtkou) a extenzory a flexory předloktí a zápěstí jako jsou: m. flexor digitorum profundus - hluboký ohýbač prstů, m. flexor digitorum superficialis – zevní ohýbač prstů, m. flexor carpi radialis – zevní ohýbač zápěstí, m. flexor carpi ulnaris – vnitřní ohýbač zápěstí a m. flexor pollicis Lotus – dlouhý ohýbač palce (Dostálová, Sigmund, 2017).

Svaly stabilizační, neboli fixační, fixují (drží) polohu těla, odkud pohyb vychází. Jelikož bench press je cvik, kde cvičenec leží na lavici, tak mezi jeho stabilizační svaly budou patřit zádové svaly, jako je široký zádový sval, trapézový, vzpřimovače páteře, břišní svaly přímé, šikmé a mezižeberní, nesmím však opomenout dolní končetiny, které stabilizují polohu těla.

M. latissimus dorsi – široký sval zádový

Dle Snášela (2019) se široký sval zádový využívá především u přitahů či stahování. Jeho funkce je tedy extenze ramenního kloubu. Tento sval řadíme mezi nejméně aktivní svaly při tlaku, podobné to je i u kliku. Latissimus hraje podstatnou roli při myofasiálním spojení, propojení horní a dolní části, tedy spojení ramen, trupu a pánve. Studie prokazují, že široký sval zádový se řadí mezi stabilizátory.

Je pravda, že větší latissimy vám mohou dát trochu pružiny nebo páky, protože tricepsy sestupují s lokty zastrčenými, pak mohou tlačit na laty, vytvářet větší stabilitu a pomáhat s bench pressem (Henriques, 2014).

Barnett (1995) došel k závěru, že větší aktivita latissimus dorsi je u bench pressu hlavou dolů se širokým úchopem oproti všem ostatním sklonům bez ohledu na vzdálenost rukou. To může být způsobeno vyšším stupněm adduktoru požadovaným během tohoto tlaku, protože latissimus dorsi je adduktor humeru, ale také extenzor v ramenním kloubu.

To by vysvětlovalo jeho nízkou úroveň aktivity během bench pressu. Ačkoli se úrovně aktivity lišily a byly zjištěny určité statistické rozdíly, všechny úrovně byly relativně nízké, zatímco u všech ostatních svalů byly úrovně aktivity relativně vysoké.

1.4 Svalová aktivita u různých variant bench pressu

Bench press je cvik, který má spoustu variant. Ať už jde o varianty úchopu (širší, užší), či náklonu lavice (rovná, hlavou dolů, hlavou nahoru), nebo varianty s osou, či jednoručkami.

Svalová aktivita může být velmi rozdílná, pokud je bench press cvičen mužem, nebo ženou. Při tomto cviku ženy aktivují více svaly hrudi a pletence ramenního. Naopak menší aktivita je u obou hlav m. tricepsu brachii. U mužů je aktivita nejvyšší u dlouhé hlavy m. tricepsu brachii. Nízká aktivita je zde popsána u střední hlavy m. tricepsu brachii, prsních svalů a u m. deltoideus. Z těchto výsledků je zřejmé, že ženy mají menší sílu horních končetin než muži. Proto dochází k různému zapojení svalových skupin, a tím pádem i k rozdílnému provedení cviku (Golas a Maszczyk, 2018).

Dle Danielse a Cooka (2017) ovlivňuje instruktáž klientů svalovou aktivitu při bench pressu, proto se s ohledem na to volí vhodná slova. Například pokyny k zdůraznění aktivace svalů hrudníku mohou snížit aktivitu tricepsu na 80 % 1RM. Kromě toho se zdá, že konkrétní pokyny jsou účinné jak pro trénovanou, tak pro netrénovanou populaci, a lze je formulovat podobně pro obě skupiny. I když u trénovaných a netrénovaných mužů je možné změnit svalovou aktivitu při vysokém zatížení, je zapotřebí více důkazů k určení, zda jsou tyto změny dostatečné k tomu, aby způsobily významné rozdíly v hypertrofii.

Calatayud a Vinstrup (2017) popisují důležitost propojení mysli a svalů. Například při vnitřní koncentraci na PM u klikování může být docíleno zvýšené aktivace pectoralis major. Pouze cvičenci s delší tréninkovou praxí budou schopni zvýšit aktivaci tricepsu skrze koncentraci na tento sval.

Rodríguez-Ridao, Antequera-Vique (2020) píší, že úhel sklonu bench pressu ovlivňuje EMG aktivitu různých částí pectoralis major a anterior deltoid. Horizontální bench press produkuje

homogenní elektromyografickou aktivitu ve třech částech pectoralis major a předního deltového svalu. Naproti tomu sklon 30 ° vytváří větší aktivaci horní části prsního svalu. U sklonů nad 30 ° dochází k významně větší aktivaci předního deltového svalu, což významně snižuje aktivitu EMG ve třech částech pectoralis major.

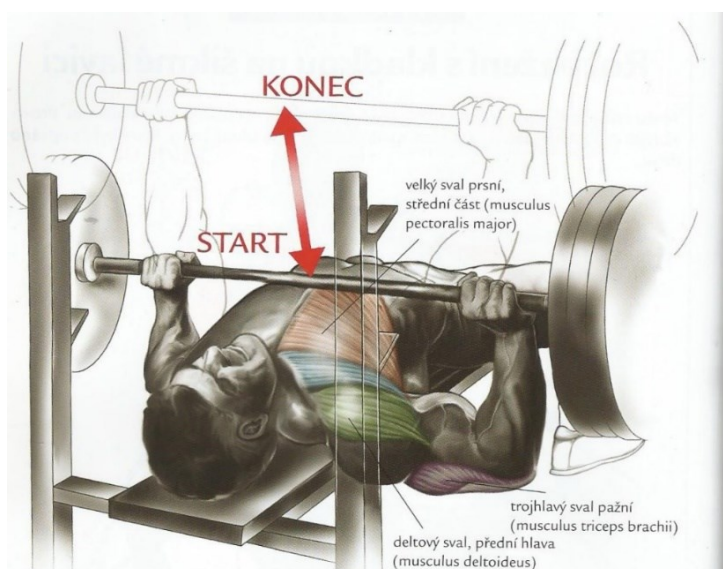
1.4.1 Bench press s činkou na rovné lavici

U tohoto cviku je zapojen nejvíce velký prsní sval a jako vedlejší se následně aktivuje přední deltový sval a triceps. Při tomto cviku na lavici má být tělo v pozici, kdy hýždě i ramena přiléhají k lavici. Opora nohou by měla být v silném kontaktu s podložkou. Při hyperlordóze zad u tohoto cviku, kdy jsou hýždě směrem nahoru nad lavicí, se centrum posune do spodní části prsních svalů. Nejideálnější úchop bývá v šířce ramen či širší. Pokud jsou kolena pokrčena, nebo jsou nohy zvednuty nad podložkou, tak se ohnisko přesouvá na střed prsních svalů. Při tomto manévru však dochází k úbytku stability. Nejvhodnější je úchop na šířku ramen či širší. Úzký úchop nejvíce aktivuje střední část prsních svalů a tricepsy. Široký úchop zase vnější část prsního svalu a snižuje zapojení tricepsu. U podhmatu je nejvíce zatěžován triceps (Evans, 2007).

Šířka úchopu významně ovlivňuje aktivitu klavikulární hlavy pectoralis major v horizontálním bench pressu. Použití širokého nebo úzkého úchopu nevede k významnému rozdílu zapojení pectoralis major a triceps brachii (Roy, Arseneault, 2020).

Marchetti a Reis (2017) tvrdí, že statické protahování pectoralis major snižuje aktivaci triceps brachii během maximálního izometrického bench pressu. Jejich výsledkem bylo, že prodloužené SS (statické protahování) svalu (PM – pectoralis major) může negativně ovlivnit aktivaci pomocného svalu (TB – triceps brachii) zapojeného do stejné akce s více klouby.

Obrázek 6 – Bench press s činkou na rovné lavici



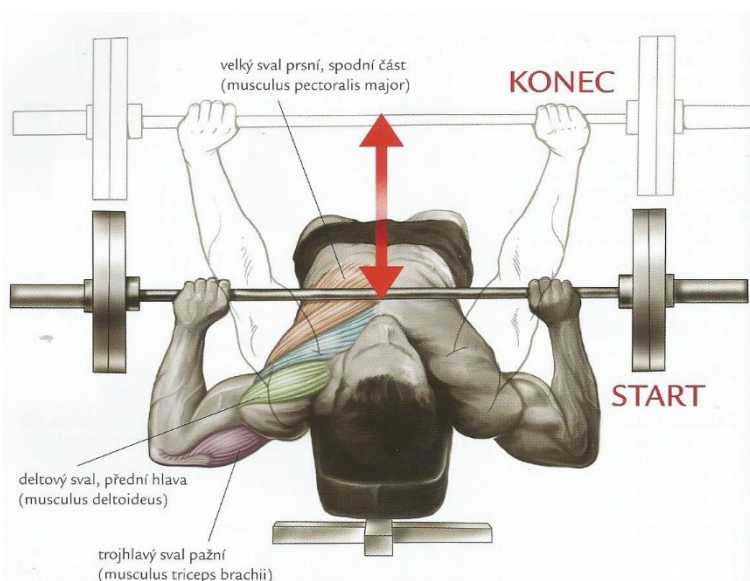
Zdroj: Evans, 2007, s. 54

1.4.2 Bench press hlavou dolů

Při tomto cviku je viditelné hlavní začlenění velkého prsního svalu (sternální hlava) a vedlejší začlenění tricepsů a přední hlavy deltového svalu. Trasa pohybu je závislá na úhlu sklonu. Při postupné zátěži se úhel sklonu přesouvá níž k centru po dráze dolního prsního svalu. Nejefektivnější zatížení prsního svalu je při 20–40 stupních. Pokud máme sklon větší než 40 stupňů, centrum se přesouvá na tricepsy. Dosažení funkce k osamocení prsního svalu dosáhneme rozevřením loktů širokým pohybem do stran za pomoci činek. Nejúčinnější je úchop na šířku ramen. Široký úchop aktivuje externí část svalu, dochází k většímu prodloužení svalu a snižují aktivaci tricepsů (Evans, 2007).

Bench press hlavou dolů -15° neaktivuje spodní část velkého prsního svalu více než horizontální bench press. Bench press hlavou dolů -15° a horizontální bench press se širokým nebo blízkým úchopem zatěžují tuto svalovou hlavu podobným způsobem. Aktivace triceps brachii se nemění podle šířky úchopu. Pokud je loket umístěn pod rukou, bez ohledu na šířku použitého úchopu, nábor tricepsu zůstane přibližně stejný. Pokud je však ruka umístěna dále od loktů, nábor tricepsu se zvýší (Roy, Arseneault, 2020).

Obrázek 7 – Bench press hlavou dolů



Zdroj: Evans, 2007, s. 62

1.4.3 Bench press na šikmé lavici

Aktivace svalů u této obměny bench pressu je vrchní část m. pectoralis major a následně přední hlava deltového svalu, tricepsy. Pohyb je vymezen úhlem sklonu lavice. Pokud je lavice zdvižena výše a úhel je větší, centrum se posouvá výše po prsním svalu. Pokud je úhel s podložkou 30 až 45 stupňů, je tato část svalu nejefektivněji zapojena. Je-li úhel okolo 60 stupňů a vyšší, dochází zde k zapojení větší části deltového svalu. Úchop se šířkou ramen či širší, vede k zapojení všech částí prsního svalu. Úzký úchop je ideální pro posílení vnitřní části prsních svalů nebo tricepsů. Při širokém úchopu však dochází k většímu nebezpečí úrazu (Evans, 2007).

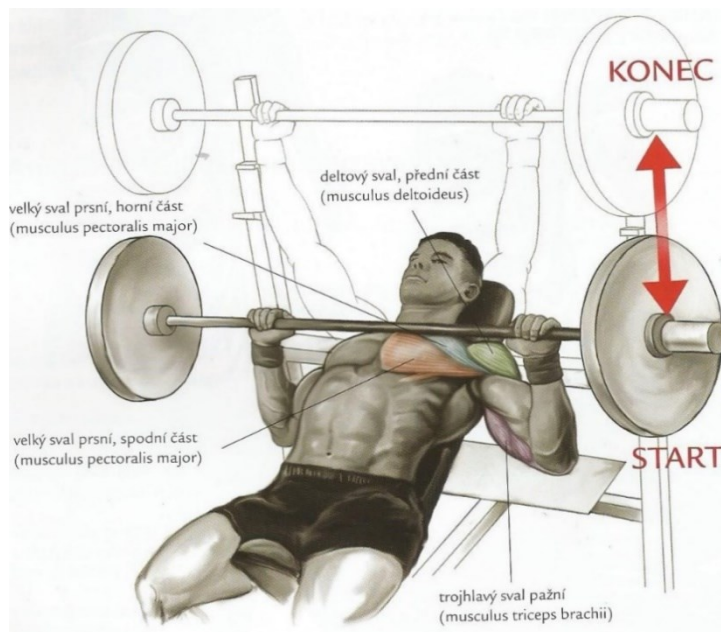
Bench press s hlavou nahoru s úhlem 30 ° se širokým úchopem nezapojuje klavikulární část prsního svalu více než horizontální bench 0° a bench press s hlavou dolů. Úzký úchop v horizontálním (0 °) a nakloněném (+30 °) bench pressu s úhlem ramen menším než 45 ° aktivuje více část klavikulární hlavy pectoralis major (Roy, Arseneault, 2020).

Lauver a Cayot (2015) použití polohy vodorovné lavice vede k dosažení svalové aktivace horní i dolní hlavy pectoralis major během koncentrické i excentrické fáze.

Úhel sklonu lavice 30 ° nebo 45 ° však měl za následek větší svalovou aktivaci během konkrétních časových bodů během kontrakce. Výsledky naznačují, že úhel sklonu 30 ° je výhodnější než 45 °, protože vedl ke stejné aktivaci horní části pectoralis, ale 30 ° vedlo k velké aktivaci dolní části pectoralis. Kromě toho lavice se sklonem -15 ° nevedla k větší

aktivaci ani jedné části prsního svalu, takže neexistuje žádná další výhoda zahrnutí náklonu – 15 ° (Lauver, Cayot, 2015).

Obrázek 8 – Bench press na šikmé lavici



Zdroj: Evans, 2007, s. 46

1.5 Silové schopnosti

„Silové schopnosti jsou definovány jako schopnost překonávat, či udržovat vnější odpor svalovou kontrakcí (Perič, Dovalil, 2010, s. 79).“

Velikost síly podle Zatsiorsky a Kraemer (2006) vychází ze dvou faktorů. Prvním faktorem je maximální silová schopnost jednotlivých svalů (periferní faktor) a druhým faktorem je koordinace svalové aktivity CNS (centrální faktor). U nervosvalové koordinace pozorujeme inter a intramuskulární koordinaci. Největší sílu produkují svaly s velkým fyziologickým průřezem, stejné svaly s menším průřezem vyvíjejí menší sílu. Velikost svalů je ovlivněna tréninkem a dalšími faktory jako jsou strava, či hormonální stav.

U rozvoje svalové síly hraje hlavní roli centrální nervový systém. Svalová síla není stanovena pouze velikostí svalové hmoty, ale také ve velkém rozsahu vědomou aktivací jednotlivých svalových vláken (intramuskulární koordinace). Díky nervosvalové adaptaci mají tito sportovci lepší inter a intramuskulární koordinaci (Zatsiorsky, Kraemer, 2006).

1.5.1. Rozdělení silových schopností

Absolutní síla – maximální síla, kterou jsme schopni vyprodukovat. Nastává ale pouze za výjimečných okolností, například ve zdraví ohrožující situaci, či při použití látek urychlujících metabolismus.

Maximální síla – maximální množství síly vyprodukované během jednoho opakování. Jedno opakovací maximum 1 OM je cca 80 % absolutní síly.

Relativní síla – poměr mezi maximální silou a tělesnou hmotností. Počítá se: 1 OM vydělí tělesnou hmotností. Příklad: sportovec vážící 90 kg zdvihne na bench press 180 kg, jeho relativní síla je stejná jako osoba vážící 50 kg, která zdvihne 100 kg.

Vytrvalostní – je schopnost produkovat sílu po delší dobu, nebo prostřednictvím mnohočetných opakování pohybu (Stoppani, 2016).

Explozivní síla – schopnost překonávat nemaximální odpor vysokou až maximální rychlostí při dynamické svalové činnosti (Dovalil, 2002)

1.5.2 Metodotvorní činitelé

Podle Stoppani (2016) je metodotvorný činitel výběr cvičení, zdali se bude jednat o základní cviky, cviky s náradím či náčiním. Pořadí cviků je zde ukázáno jako druhý činitel, kde bychom měli volit například zaostávající svalové skupiny na začátek tréninkové jednotky. Třetím činitelem je zde počet sérií, kde se popisuje jedna série, či více sérií. Odpor nebo intenzita je zde jako předposlední metodotvorný činitel, který se udává v procentech 1 OM. Posledním činitelem je zde popsána přestávka mezi sériemi, která je závislá například na odporu, nebo technice tréninku.

Podle Perič a Dovalil (2010) se v silovém tréninku rozlišují tři základní metodotvorní činitelé. Při výběru metod tréninku je dobré tyto činitele znát. Jsou jimi: velikost odporu, počet opakování, rychlost provedení. Všechny tyto tři činitelé jsou na sobě závislé a dle těchto činitelů můžeme rozvíjet druhy silových schopností, které zrovna potřebujeme. Mezi „vedlejší“ metodotvorné činitele patří délka odpočinku a charakter odpočinku. Tyto dva činitelé jsou rovněž důležité pro typ tréninku, který chceme vykonávat.

Výběr cvičení

U rozvoje svalové síly cviky rozdělujeme na základní a doplňkové. Základní směřují k cíli posilování, například u silových trojbojařů jsou základní cviky bench press, dřep a mrtvý tah. Doplňkové provádějí pohyb většinou v jednom kloubu a zatěžují pouze jednu svalovou skupinu (Stoppani, 2016).

Počet sérií

Je chápáno jako množství opakování následované odpočinkem. Tento parametr společně s počtem opakování a velikostí odporu udává celkový objem tréninku. Počet opakování je závislý na cíli tréninku (Stoppani, 2016).

Počet opakování

Počet opakování a velikost odporu je platný vztah – čím vyšší je počet opakování, tím nižší je použitý odpor, a naopak čím vyšší odpor, tím nižší počet opakování. Pokud sportovec je schopný udělat 12 RM, znamená to, že provedl 12 opakování s takovou velikostí odporu, která mu dovolila dokončit právě 12 opakování. Pokud by cvičenec byl schopný za pomoci správné techniky vykonat jedno opakování navíc, jeho opakovací maximum by bylo 13 RM (Petr, Šťastný, 2012).

Velikost odporu

Velikost odporu je nepřímo úměrná počtu opakování. To znamená, že čím je odpor vyšší, tím menší počet opakování lze uskutečnit (Stoppani, 2016).

Doba odpočinku / přestávky mezi sériemi

Doba odpočinku je závislá na tom, jaký typ tréninku chceme rozvíjet, pokud se jedná o trénink se zaměřením na zvýšení maximální síly, budeme energii získávat z ATP-CP zóny. Tento zdroj dodává energii pro zvedání těžkých břemen a výbušné pohyby (Stoppani, 2016).

1.5.3 Rychlost provedení – tempo

Velikost odporu a počet opakování jsou hlavními faktory zátěžových parametrů. Stejně tak důležité parametry jsou velikost svalové tenze a doba svalového napětí. TUT je proto úzce spjata s rychlostí a typem kontrakce, podle které se určuje doba trvání svalového napětí. Příklad cvičení bench press, kdy je dané tempo 2-0-2-1 (2 s – excentrická fáze, 0 s – izometrická fáze, 2 s – koncentrická fáze a 1 s – základní pozice, před začátkem dalšího opakování). V případě, že budeme chtít v tomto tempu udělat 5 opakování, dostaneme se na dobu trvání 25 s a TUT bude 20 s. Pět sekund zbyde na izometrickou fázi, kdy svalová skupina nepracuje, nebo pracuje s nízkou intenzitou (Petr, Šťastný, 2012).

Wilk a Šťastný (2018) ve své práci uvádí, že záměrná pomalá excentrická rychlost u doby svalového napětí produkuje větší hormonální odezvu po cvičení, která může hrát velkou roli při stimulaci růstu svalů, koordinaci a pohybové stabilitě.

Silva a Lima (2017) sledovali TUT a svalovou odezvu (EMG a LAC – hladina laktátu) u provedení 8 RM, 10 RM a 12 RM bench pressu.

Závěrem jejich studie je, že cvičení bench pressu ve vysokých intenzitách a nízké TUT byla sternocostální část pectoralis major aktivnější. Při nízké intenzitě a vysoké TUT, klavikulární část pectoralis major naznačovala více svalové práce. Kontrola poměru objem/intenzita a předpis v opakovacích rozsazích navrhované cvičení lze provést na základě TUT.

TUT – doba svalového napětí podle Petra, Šťastného (2012)

1–10 s – nejvyšší účinek na maximální sílu, silově rychlostní efekt

11–20 s – rozvoj maximální síly, silově rychlostní efekt a nevýznamná hypertrofie

20–40 s – hypertrofie společně s účinkem na maximální sílu

40–70 s – maximální hypertrofie

nad 70 s – silová vytrvalost, nevýznamná hypertrofie

Gourley (2017) popisuje TUT – dobu svalového napětí pro rozvoj: maximální síly, maximální síly a svalové hypertrofie, svalové hypertrofie, silové vytrvalosti.

Maximální síla

Rozvoj maximální síly vyžaduje velmi rychle spoustu energie, a proto používáme náš energetický systém ATP-PC. Doba pod napětím pro silový trénink by byla 5–10 sekund.

Tempo 2:0:1 = 3 sekundy na opakování x 3 opakování = **9 vteřin doby svalového napětí**

Rozvoj maximální síly a svalové hypertrofie

Silový trénink také vyžaduje vysokou úroveň výdeje energie. Zvedáme nejtěžší břemena, která dokážeme, takže budeme muset krátkou dobu pracovat s vysokou intenzitou. Maximální síla bude využívat jak energetický systém ATP-PC, tak ranou část našeho anaerobního energetického systému. Doba svalového napětí pro silový trénink je v rozmezí 10–30 sekund.

Tempo 2 : 0 : 2 = 4 sekundy na opakování x 5 opakování = **20 vteřin doby svalového napětí**

Rozvoj svalové hypertrofie

Hypertrofický trénink vyžaduje, aby naše svaly pracovaly déle. Stále chceme pracovat s přiměřeně vysokou intenzitou pomocí anaerobního systému. Chceme unavit svaly a způsobit poškození svalů. To způsobí hormonální reakci (testosteron a růstový hormon), která zvýší velikost našich svalů. TUT pro trénink hypertrofie je 30-60 sekund.

Tempo 3 : 1 : 2 = 6 sekund na opakování x 8 opakování = **48 vteřin doby svalového napětí**

Silová vytrvalost

Silově vytrvalostní trénink vyžaduje zvedání závaží po dobu delší než 60 sekund. Hmotnost proto nemusí být na začátku příliš těžká (40–60 % jejich maximální zvedací hmotnosti). Jelikož je váha nižší, tělo nemusí dodávat energii tak rychlým tempem. Svalová vytrvalost má tendenci více využívat systém aerobní energie (s určitým anaerobním přínosem).

Tempo 2 : 1 : 2 = 5 sekund na opakování x 15 opakování = **75 vteřin doby svalového napětí**

Grgic a Homolak (2018) dodávají, že větší TUT (TIME UNDER TENSION – DOBA SVALOVÉHO NAPĚTÍ) může hrát roli při vyvolání většího hypertrofického účinku na svalová vlákna typu I. Přes vznikající výzkum na podporu této hypotézy zůstávají dosavadní důkazy nejednoznačné a budoucí studie by se proto měly snažit objasnit dané téma. Pokud je TUT skutečně důležitý faktor při vyvolání větších hypertrofických účinků ve svalových vláknech typu I, jednotlivci se zájmem o maximalizaci růstu svalové hmoty napříč svalovými vlákny by měli zvážit zahrnutí obou schémat. Aplikovat ve svých tréninkových plánech tréninkové programy s vysokou zátěží, tak i s nízkou zátěží.

2. EMG – Elektromyografie

De Luca (2006) popisuje elektromyografii jako obor, zabývající se odhalováním, rozbořem a využitím elektrického signálu, který se tvoří při svalovém stahu. Zatímco Kolár (2009) popisuje elektromyografii jako metodu elektrofyzologie, která dokáže posoudit stav kosterního svalstva a vedení nervovou soustavou.

Využití EMG podle De Luca (2002) je v okruhu neurofyzologie, kineziologie, řízení motoriky, psychologie a dalších. Elektromyografie má dvě základní dělení. Invazivní neboli jehlová a neinvazivní neboli povrchová. U jehlové se jedná se elektrody, které se inzerují přímo do svalu. Zatímco u povrchové se využívají povrchové kožní elektrody.

2.1.1 Povrchová EMG

Povrchová (interferenční) EMG je využívána nejvíce pro určení volních pohybů zdravé osoby. Hlavním cílem je spočítat co nejvíce motorických jednotek (MJ) ve svalu. Využívají se proto dvě elektrody, které se připevňují na kůži v oblasti svalu.

Tyto elektrody určují rozdíl potenciálu svalových vláken, mezi elektrodami. Velikost elektrody je taková, aby se zaměřila na konkrétní sval a nebrala tak aktivitu sousedních svalů.

Velikost elektrod se běžně pohybuje mezi 1 mm až 20 mm. Středy elektrod jsou vzdáleny od 5 do 50 mm i více. Úplné hodnoty EMG signálu, které byly zachyceny povrchovými elektrodami, se pohybují v řádu desítek až stovek mV (Latash, 2008).

2.1.2 Snímací elektrody

Jsou dva druhy snímacích elektrod. První typ je nalepovací, zatímco druhý je přikládán na povrch těla. Pokud je přikládán na povrch těla, má izolační držák. Obsahují dva póly, negativní katodu a pozitivní anodu. Vzdálenost pólu je od sebe 2–3cm. U katody nastává depolarizace, zatímco u anody k hyperpolarizace (Kadaňka, Bednařík, 1994).

2.1.3 Signál EMG

Kolár (2009) říká, že signál je přiváděn do počítače přes odlišná elektronická zařízení, která generují výchylky potenciálu, ze kterých můžeme určit potřebné informace o činnosti svalů. Tato data se ukládají pro další zpracování. Pokud se ve studii využije EMG s telemetrickým přenášením signálu, nepotřebuje tedy kabelové spojení. Nutné jsou jen kabely, které omezují

pohyb (mezi vysílačem na těle probanda – například opasek) a elektrodami na povrchu těla. Aktivitu více svalů můžeme sledovat najednou pomocí přístroje s 16 kanály.

2.2 Normalizace EMG signálu

Účelem normalizace amplitudy EMG je lépe umožnit srovnání mezi účastníky, svaly, relací měření, polohami elektrod zohledněním rozdílů ve fyziologických, či anatomických charakteristikách svalů a okolních tkání uvnitř i mezi jednotlivci. Kromě úrovně aktivace svalu je amplituda EMG ovlivněna faktory, jako je velikost svalu, vzdálenost a orientace elektrody vzhledem k aktivním svalovým vláknům, elektrické vlastnosti zasahující tkáně, včetně tloušťky podkožního tuku.

Normalizace amplitudy EMG na referenční hodnotu poskytuje informace o relativní velikosti aktivace svalu (vzhledem k jejímu maximu produkovanému při 100 % maximální dobrovolné kontrakci tohoto svalu nebo k jiné referenci) (Besomi, Hodges, 2020).

2.2.1 Aktivace svalů vs. amplituda EMG

Dle Besomi a Hodges (2020) svalová aktivace označuje počet přijatých motorických jednotek a jejich rychlost střelby (tj. počet aktivovaných svalových vláken a úroveň, na které jsou aktivovány). Amplituda EMG je velikost elektrické aktivity svalových vláken zaznamenaná jako signál EMG. Surový signál EMG je signál podobný šumu, jehož intenzita odráží úroveň aktivace svalů. Intenzita EMG signálu se obvykle měří jako jeho průměrná usměrněná amplituda. Amplituda EMG odhaduje intenzitu surového signálu EMG v každém okamžiku a je často brána jako odhad aktivace svalu, ačkoli vztah mezi amplitudou EMG a aktivací svalu nemusí být zcela lineární.

2.2.2 Úvahy v rámci relace

U všech normalizačních metod je důležité vzít v úvahu vlastnosti, které se mohou v průběhu experimentu změnit, které by mohly ovlivnit amplitudu EMG a nesouvisí se změnami v aktivaci svalů.

Možné problémy, které je třeba vzít v úvahu, jsou prostředí (např. teplota v místnosti, vlhkost), individuální (např. teplota pokožky, pocení), související s elektrodami (např. změny gelu v průběhu času) a vztah mezi elektrodami a zdrojem elektrické aktivity (např. hnutí). Tyto změny mohou změnit přesnost normalizace v rámci relace a bylo by zvláště důležité je vzít v úvahu pro srovnání v rámci relace (např. před a po intervenci) (Besomi, Hodges, 2020).

2.2.3 Kontrakce svalů

Elektrický vzruch z motorických nervů má za následek kontrakci svalů. Svalová vlákna všech svalů jsou explicitní. Vzruch, který přichází, vyvolá kontrakci svalu. Z CNS přivádí ke svalovým vláknům efektivní vlákna motoriky a zpět vedou aferentní senzitivní vlákna. Svalová vřetenka mají funkci kontroly natažení, či zkrácení svalu. Podráždění svalu může být přímé, nebo nepřímé. Přímé – dráždění svalu pomocí elektrického proudu ze stimulační elektrody. Nepřímé je tehdy, je-li sval podrážděn vzruchem z CNS. Pokud je sval podrážděný, nastává u něj motorický evokovaný akční potenciál (měří se pomocí EKG). Tvar křivky může být různý podle způsobu měření a počtu zapojených MJ. Amplituda je podléhající počtu MJ. Čím větší amplituda, tím větší zapojení MJ (Roy, 2007).

2.2.4 Hodnocení svalové únavy podle EMG signálu

Dva základní indikátory, podle kterých se posuzuje svalová únava ze signálů EMG, jsou amplituda a frekvence. Hodnocení frekvence a amplitudy lze uskutečnit, pokud je izometrické kontrakce submaximální a výkon svalu je konstantní. Pokud je svalová aktivita delší, dochází k zapojení dalších MJ, což má za následek nárůst amplitudy EMG záznamu (Kondrad, 2005).

2.2.5 Šest metodických přístupů k normalizaci amplitud EMG

- 1. Normalizace na MVC**, který odpovídá pohybovému vzoru, pokud jde o úhel kloubu/délku svalu, typ kontrakce a / nebo úhlovou rychlost kloubu.
- 2. Normalizace na izometrický MVC**, který je standardizovaný, ale neodpovídá vyšetřovanému pohybovému vzoru.
- 3. Normalizace na standardizovaný submaximální pohybový vzor** (tj. nevyvolá maximální dobrovolnou aktivaci svalu). Může, nebo nemusí být konkrétní pohybový vzor.
- 4. Normalizace na střední / maximální amplitudu EMG** z vyšetřovaného pohybového vzoru, obvykle získaná z vrcholu během pokusu, ale nikoliv ze studií MVC. Je použita jedna hodnota, nikoliv samostatná hodnota z každé studie.
- 5. Nenormalizovaná amplituda EMG neboli EMG amplitudový signál** vyjádřený v absolutních, nenormalizovaných libovolných jednotkách nebo surovém (milli/mikro) voltu (např. odmocnina [RMS], průměrná opravená hodnota [ARV]).
- 6. Maximální normalizace amplitudy M vln** – M-vlna je složený svalový akční potenciál vyvolaný elektrickou stimulací motoneuronů inervujících sval (Besomi, Hodges, 2020).

2.2.6 Normalizace na maximální dobrovolnou kontrakci (MVC)

Tato metoda je upřednostňovanou metodou pro normalizaci ve většině kontextů a měla by se používat, pokud je to možné. Přesnost závisí na tom, zda účastník provedl skutečné maximum.

Pokud se typ kontrakce mezi fázemi liší, může to vyžadovat samostatnou normalizaci. Normalizační proces by měl být proveden pro každý typ kontrakce nebo fáze.

Normalizace na maximální amplitudu EMG během MVC se často doporučuje, protože poskytuje odkaz, který je obecně opakovatelný a normalizaci na tuto hodnotu za stejných podmínek lze interpretovat jako procento maximální aktivace svalu. Tato metoda zase může poskytnout přibližný odhad podílu potenciálního výkonu síly svalu za předpokladu lineárního vztahu mezi aktivací a silou (i když tento vztah není vždy lineární).

Normalizovaný EMG indikuje pouze míru aktivace ve vztahu k maximálnímu potenciálu aktivace svalu, ale nikoliv absolutní příspěvek svalu k generovanému momentu kloubu (tj. malý i velký sval lze aktivovat na 100 %, ale produkují výrazně odlišné absolutní síly). K dispozici jsou i jiné metody normalizace, protože normalizace na maximum není vždy možná nebo nejlepší metoda pro některé analýzy.

MVC je ve stejném kontextu jako úkolu zájmu (se shodným typem kontrakce, délkou svalu, úhlem kloubu, nebo rychlostí). Jedná se o izometrické, koncentrické, excentrické pohyby. Specifická maximální dynamická / izokinetická / izometrická dobrovolná kontrakce specifická pro úhlovou rychlost: amplituda EMG z maximální dobrovolné kontrakce se stejnou akcí svalu, úhlem kloubu, délkou svalu, úhlovou rychlostí nebo rychlostí změny délky svalu jako úkol zájmu. Měla by být vzata v úvahu maximální hodnota MVC. Je vhodnější provádět mezi 3–5 kontrakcemi, které generují konzistentní hodnoty s přiměřenými dobami odpočinku (1–2 minuty), které budou záviset na délce maximálního úsilí.

Během dynamických kontrakcí se může amplituda EMG měnit v závislosti na úhlu kloubu v důsledku změn délky svalu a relativní polohy elektrody vzhledem ke svalovým vláknům. Maximální amplituda EMG, odpovídající určitému bodu během pohybu, se proto může lišit od maximální amplitudy EMG použité pro normalizaci, pokud se MVC odhaduje na jiný úhel kloubu. Měření MVC v nejvíce izometrických podmínkách může být velmi náročné a vždy vyžaduje popis těchto podmínek (tj. typ kontrakce, délka svalu, úhel kloubu a úhlová rychlost) (Besomi, Hodges, 2020).

2.2.7 Porovnání amplitudy mezi svaly během stejného úkolu

(stejný sval u různých účastníků, nebo jiné svaly u stejného účastníka)

Když je amplituda EMG svalu normalizována s ohledem na hodnotu amplitudy EMG stejného svalu, lze EMG amplitudu sledovaného úkolu porovnat se stejným svalem u jiného účastníka, nebo jiným svalem u stejného účastníka, aby poskytly informace o relativní aktivaci svalů.

Je důležité si uvědomit, že relativní amplituda EMG neodvozuje relativní sílu svalů. Je to proto, že svaly různé velikosti a stavby mohou mít podobný relativní EMG, ale odlišný výkon síly (např. pro sval, který je menší, může být normalizovaná amplituda EMG vyšší, ale generovat nižší absolutní sílu než větší sval).

Je třeba zvážit, zda jsou svaly, které jsou srovnávány, maximálně aktivovány během úlohy MVC. Například nemusí být možné vyvolat maximální aktivaci svalu během konkrétního pohybu. Normalizovaná EMG amplituda v tomto případě nebude představovat relativní aktivaci svalu vzhledem k jeho maximální aktivaci. To může být zvláště důležité u vícekloubových cviků, protože aktivace nemusí být nutně maximální pro všechny svaly. To by mohlo být považováno za funkční maximum (maximum pro daný úkol, ale ne nutně sval), ale je třeba jej výslovně uvést, když jsou uváděny údaje.

V ideálním případě by měla být amplituda EMG v každé poloze normalizována s ohledem na MVC v této poloze pro každý sval. Pamatujme, že znát maximální aktivaci v dynamických úkolech je někdy nemožné či nepraktické a je třeba zvážit i jiné metody (Besomi, Hodges, 2020).

2.3 Bench press – technika

Bench press je jedním z mnoha cviků, který se používá ke zvýšení síly a rozvoji svalů hrudi, předního ramenního pletence a loketních extenzorových svalů v horní části paže. Často se učí relativně brzy v silových a kondičních programech. Vzhledem k jeho relativní jednoduchosti provedení a rozmanitosti způsobů, jak jej lze upravit. Jeho užitečnost jako bezpečného a efektivního nástroje pro rozvoj síly je založena na spolehlivých pokynech, účinném dohledu a správném provedení (Ronai, 2018).

Podle Stoppani (2016) je technika benchpressu popsána jako leh na zadní straně těla na lavici. Oporu nám zajišťují nohy, které jsou po celou dobu v kontaktu s podložkou. Uchopení činky je o trochu širší, než je šíře ramen a drží se nadhmatem.

Obrázek 9- Vlevo- nestabilní poloha, Vpravo- stabilní poloha



Zdroj: Vlastní

Delavier (2007) upozorňuje na špatnou techniku u bench pressu konkrétně u držení činky, kdy palec není v opozici, ale jako ostatní prsty. Při této variantě úchopu může činka vypadnout a způsobit poranění.

Obrázek 10- Vlevo- bezpalcový úchop, Střed- stabilní úchop, Vpravo- nestabilní úchop



Zdroj: Vlastní

Lepší stabilitu docílíme tím, že stlačíme lopatky směrem k sobě a měly by zůstat v této pozici jak u výchozí polohy, tak u provedení celého cviku. Ramena by měla být stlačována směrem dolů, tím aktivujeme více prsní svaly a více izolujeme přední deltový sval. Kulturisté často používají úchop mezi nadloktím a trupem okolo 90 stupňů, avšak tento úhel může poškozovat rotátorovou manžetu či ramenní klouby (Delavier, 2007).

Obrázek 11- Pozice loktů- úhel



Zdroj: Vlastní

Stoppani (2016) dodává, že svírající úhel mezi nadloktím a trupem je 30 až 60 stupňů. Zápěstí a lokty jsou v jedné rovině a směřují dolů. Při dotyku činky hrudníku bychom měli výbušně činku vytlačit zpět do ZP. Zatímco Delavier (2007) poukazuje na úhel 75 stupňů, který by měl být pro tento cvik ideální.

Petr a Šťastný (2012) popisují šířku úchopu jako individuální záležitost, která záleží na tělesné stavbě. Ačkoliv je tato technika u každého jedince jiná, doporučuje se poloha, kdy lokty směřují kolmo k zemi. Základní poloha vychází z napnutých paží. Následně se provádí kontrolovaný pohyb s činkou dolů na hrudník, do dolní části sternu. Po dotyku osy s hrudníkem následuje kontrolovaný tlak zpět do základní pozice. Lokty směřují směrem k zemi, rameno by mělo být fixované, aby nedocházelo k rotaci paže.

Obrázek 12- Šířka úchopu-Nahoře-příliš široký, Střed-optimální, Dole-příliš úzký



Zdroj: Vlastní

Stronska a Golas (2020) provedli výzkum na vliv cíleného zátěžového tréninku na výkon bench pressu a rozdílů v postupné aktivaci primárních pohybových svalů. Jejich závěrem bylo, že cílený zátěžový trénink je užitečnou metodou ke snížení nedostatku svalové aktivity a zvyšuje maximální sílu komplexního cvičebního výkonu, pokud se aplikuje ve svalových skupinách s nedostatkem aktivity. Posílením nedostatečné aktivity TB vyvolává změny ve všech primárních pohybových svalech a vede k vysoké aktivaci TB během bench pressu. Zdá se, že trénink cílený na PM, jenž je nedostatečně aktivován, je méně efektivní než trénink nedostatečně aktivovaného AD nebo TB. Všechna měření byla provedena v Laboratoři síly a energie na Akademii tělesné výchovy Jerzyho Kukuczky (Katowice, Polsko) a školení byla provedena v tělocvičně akademie.

Solstad a Andersen (2020) provádění klasického benchpressu aktivuje agonisty a synergisty ve větší míře než rozpažování s jednoručkami. Rozpažování s jednoručkami na druhé straně aktivoval flexory paží (biceps brachii) ve větší míře než bench press s činkou. Zvednutá zátěž byla nižší u rozpažování než u bench pressu. Pro variaci by měla být obě cvičení zahrnuta do programu, ale s důrazem na většinu objemu zaměřeného na bench press, kvůli celkové vyšší aktivaci svalů. Pokud je primárním cílem silový trénink, autoři doporučují používat klasický bench press než rozpažování s jednoručkami.

3. Cíl práce a hypotézy

Hlavním cílem této práce je porovnat svalovou aktivitu triceps brachii, latissimus dorsi, anterior deltoideus, posterior deltoideus, pectoralis major pars sternalis, pectoralis major pars clavicularis u bench pressu mezi jednotlivými částmi koncentrické fáze u jednoho opakování s velikostí odporu 1RM a posledního opakování z celkových čtyř s velikostí odporu 4RM u středně pokročilých sportovců praktikujících silový trénink.

- H0 Svalová aktivita při bench pressu se významně neliší u 1 opakování s velikostí odporu 1RM a posledního opakování z celkových čtyř s velikostí odporu 4RM při hladině významnosti $p < 0,05$.
- H0 (2) Svalová aktivita při bench pressu se významně neliší mezi jednotlivými částmi koncentrické fáze pohybu při hladině významnosti $p < 0,05$.
- H1 Svalová aktivita u posledního opakování 4RM dosahuje vyšších hodnot než svalová aktivita u 1 RM na hladině významnosti $p < 0.05$.
- H2 Svalová aktivita signifikantně narůstá v průběhu jednotlivých částí koncentrické fáze pohybu při hladině významnosti $p < 0,05$ u posledního opakování s velikostí odporu 4RM i u jednoho opakování s velikostí odporu 1RM.

4. Metodika práce

4.1 Výzkumný soubor

Za výzkumu bylo testováno 19 sportovců (mužů) ve věku 20–28 let, každý z jiného sportovního odvětví. Sportovci praktikující silový trénink alespoň 3x týdně po dobu jednoho roku, zahrnující cvik bench press. Účastníci výzkumu, kteří byli testováni, neprokazovali žádné zdravotní komplikace, které by omezovali či znehodnocovali měření. Měli také možnost z výzkumu kdykoliv odstoupit. Před zahájením výzkumu byl udělen souhlas etické komise (146/2015).

Hodnoty	Minimum	Maximum	Průměr	Směrodatná odchylka
Věk (roky)	20	28	23	2,4
Výška (cm)	172,5	192	181,3	5,24
Váha (kg)	66	100	84,53	9,25

4.2 Metodika výzkumu

Testování se odehrávalo na Fakultě tělesné výchovy a sportu, konkrétně v biomechanické laboratoři. Před testováním probandů byl každý obeznámen s průběhem výzkumu a vyplnil dotazník o svém fyzickém a psychickém stavu. Probandi byli předem upozorněni, aby dva dny před samotným testováním neprováděli žádné cvičení na horní polovinu těla.

Týden před samotným testováním bylo naměřeno jedno opakovací maximum každého účastníka výzkumu v rámci familiarizace. Pokud byl pokus neplatný, docházelo ke snížení zátěže. Pokud byla zátěž naopak menší než by byla 1RM, byla zátěž zvýšena. Přestávka mezi pokusy byla minimálně 3 minuty.

Pro snímání svalové aktivity zde byly využity tři povrchové elektrody a markery. Proband byl před použitím elektrod oholen a očištěn lihobenzínem a připojen na levou částí těla k elektromyografu. Vlivem pocení občas elektrody nedržely úplně správně, byly následně přilepeny izolepou. Povrchové elektrody byly připevněny na svaly Tri. Br., Lat. D., Ant. D., Post. Del., PM. Stern, PM. Clav. pomocí instrukcí elektromyografického manuálu.

Pro potřeby snímání časových parametrů jednotlivých pokusů a rozčlenění koncentrické fáze na jednotlivé úseky (předkritický, kritický, postkritický) byla využito zařízení pro snímání 3D kinematiky pohybu.

Umístění markerů bylo prováděno na ose, kde byly tři markery. První byl umístěný uprostřed osy, zbylé dva na kraji osy z každé strany. Další marker byl aplikován na horní část sternu probanda do takové polohy, aby se v dolní fázi nestřetnul s prostředním markerem umístěným na ose. Paže probanda měla umístěna dalších 9 markerů, které byly ve formě dvou shluků po dvou a čtyřech clusterech. Jeden cluster umístěn na nadloktí, další na předloktí a jeden marker na olecranonu.

Při testování byla použita lavice o rozměru 110 x 25 cm a výška lavice 60 cm. Pro lepší úchop osy bylo k dispozici magnesium. Osa byla o hmotnosti 20 kg a byla chválena federací IPF.

Pro všechna měření byla stanovena šíře úchopu 81 cm (měřeno mezi malíčky). Celé jedno opakování bylo měřeno po dotyku hrudi a následném zdvihu činky, nikoliv odrazem. Pokud by došlo ke špatnému provedení, či svalovému selhání, byli v laboratoři vždy dva lidé jako pomoc.

Protokol měření EMG aktivity začínal nespecifickým rozcvičením, které mělo v obsahu mobilizační cviky a cviky s expanderem. Konkrétně šlo o cvičení ve stoji (předpažování, upažování, přitahování expanderu k pánvi), které probíhalo ve třech sériích po deseti opakováních. Poté proběhl test maximálních výdechů, kde byl měřen tlak v ústní dutině. Tyto výdechy byly opakovány třikrát. Před měřením proběhl také test MVIC (maximální volní izometrické kontrakce) na elektromyografii.

Po nespecifickém rozcvičení došlo k specifickému rozcvičení s osou, které se drželo určitých pravidel. První pravidlo bylo, že při první sérii se samotnou osou mohl účastník provést libovolný počet opakování (rozumný počet, aby nedošlo k předvyčerpání energetických zásob). Druhá byla po 8 opakováních se 40 % RM a poslední rozvíčovací série byla po 5 opakováních se 70 % RM. Mezi sériemi se dodržoval odpočinek po dobu minimálně 1 minuty.

Po rozcvičení následovalo samotné měření, které se skládalo z 1 opakování s velikostí zátěže 1RM a 4 opakování s velikostí zátěže 4RM, která byla stanovena jako 90 % naměřeného opakovacího maxima (1RM), interval odpočinku byl stanoven na 3-5 minut. Pořadí sérií bylo randomizováno.

4.3 Sběr a analýza dat

4.3.1. Elektromyografie

Po ukončení testování byla shromážděna data naměřených hodnot EMG signálu všech měřených svalů pro velikosti odporu 1RM a posledního opakování 4RM. Tyto hodnoty jsme normalizovali v programu MS Excel (Microsoft Corporation, USA) u každého jedince (1–19) pomocí MVIC (maximal voluntary isometric contraction), který vede k maximální aktivaci svalu. Signál byl určen vždy před měřením pokusů a po ukončení pokusů.

Vyhodnocení podle MVIC (maximální volní izometrické kontrakce) = vyhodnocení amplitudy. Amplituda se vztahuje ke každému cvičení zvlášť a porovnává se s individuální MVIC. Následně vypovídá o aktivitě svalu během pohybu.

Rozbor dat elektromyografie se prováděla pomocí modifikace časových dat z 1 RM a 4 RM 3D kinematiky. Nejdříve se data z 3D kinematiky rozvrhly pomocí počtu RM, poté se v programu Matlab a EMG záznamu spočítal medián, horní a dolní kvartil frekvence svalu jednotlivých měření. Svalová aktivita byla rozdělena pro počet RM a různé fáze pohybu. Zpracovaná data byla rozdělena do tabulky s mediánem průměrných hodnot svalové frekvence, která byla rozdělena podle jednotlivé dechové techniky, pro počet RM a různé fáze pohybu.

Statistická analýza (T-test) byla zpracována softwarem MS Excel (Microsoft Corporation, USA). Byla zde použita statistická hladina významnosti $p \leq 0,05$. Popis dat byl vyjádřen v průměru a směrodatných odchylkách a mediánech.

4.3.2. Kinematická data

Pro tento výzkum byl aplikován trojrozměrný záznam pohybu. Zapisování pohybu provádělo 9 kamer, který byly přizpůsobeny pro snímání frekvence 200 Hz. Jedna kamera nahrávala záznam, který by případně posloužil k orientaci dějů okolo měření. Osm kamer pracovalo na záznamu pohybu markerů, které byly předem aplikovány na tělo probanda.

Pro získání výsledků se pracovalo především s veličinami dráha (s) a rychlost (t), které určovaly začátek a konec jednotlivé části pohybu (excentrická fáze, koncentrická fáze, před-kritická fáze, kritická fáze, post-kritická fáze).

Koncentrická fáze se rozdělila na části podle bodu rychlosti v oblasti zdvihu. Koncentrická fáze začínala v místě s nejnižší rychlostí v bodu, než se osa začala pohybovat směrem nahoru, V3 min. Další určený bod je v okamžiku druhé nejvyšší rychlosti, V2 max. Další bod se nachází

v místě čtvrté nejvyšší rychlosti, V_4 min. Před-kritická fáze pohybu se nazývá fáze, která je v rozpětí mezi V_3 min a V_2 max. Kritická fáze pohybu se označuje v rozmezí mezi V_2 max a V_4 min. Post-kritická fáze pohybu se označuje v rozmezí mezi V_4 min a pátou nejmenší rychlostí - V_5 min

Vypočet času jednotlivých fází zdvihu činky

excentrické fáze - $t_{exc} = t_{V_2 \text{ min}} - t_{V_1 \text{ min}}$

koncentrické fáze - $t_{kon} = t_{V_5 \text{ min}} - t_{V_3 \text{ min}}$

pre-sticking region - $t_{prsr} = t_{V_2 \text{ max}} - t_{V_3 \text{ min}}$

sticking region - $t_{sr} = t_{V_4 \text{ min}} - t_{V_2 \text{ max}}$

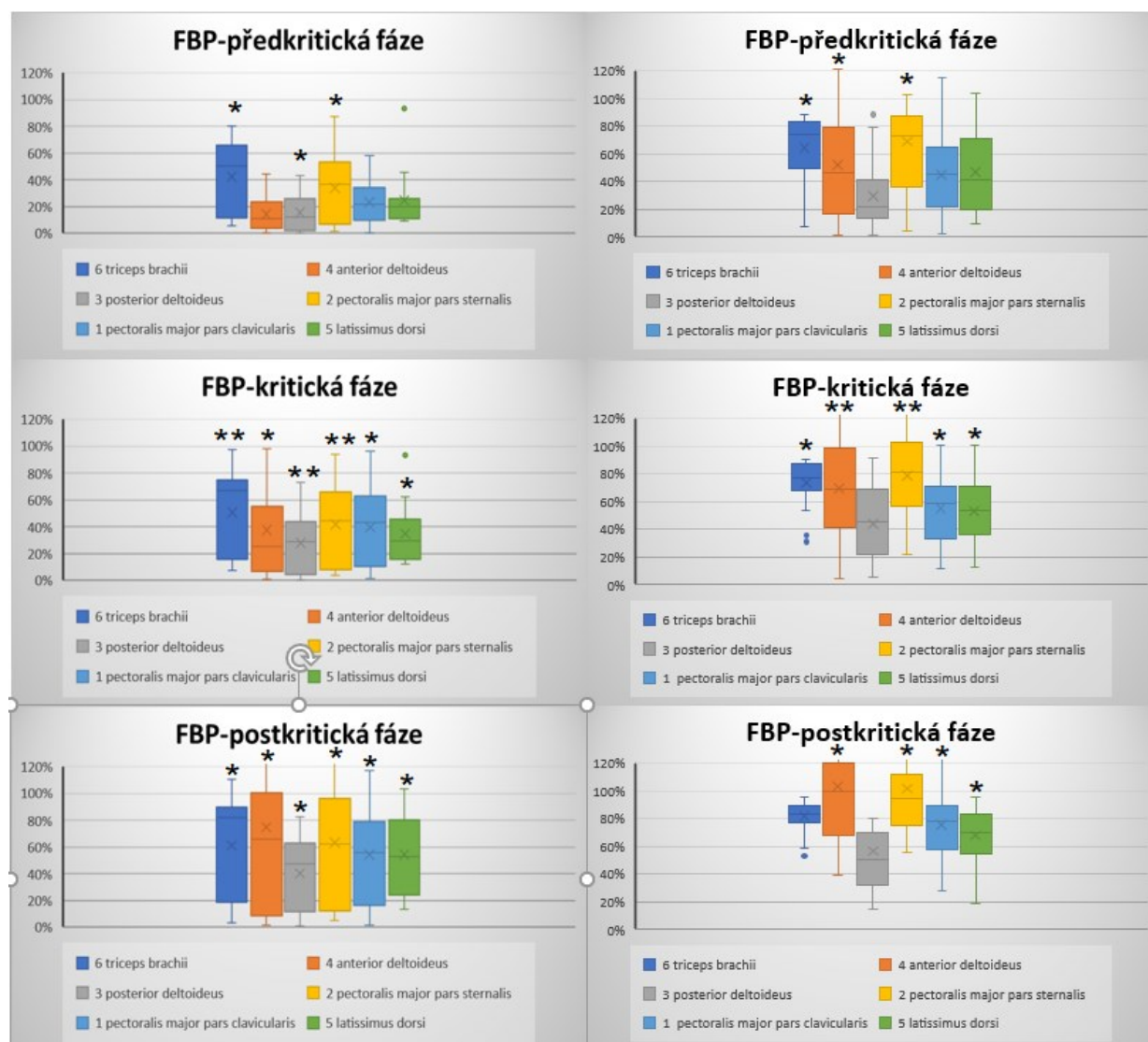
post-sticking region - $t_{posr} = t_{V_5 \text{ min}} - t_{V_4 \text{ min}}$

5. Výsledky

5.1. Výsledky velikosti svalové aktivity mezi 1RM a 4RM u dechové techniky FBP

Obrázek 16. Srovnání svalové aktivity mezi 1RM a 4RM u dechové techniky Flat Bench press s vyvýšenými chodidly. A1 = Svalová aktivita 1RM u předkritické fáze za použití dechové techniky FBP, B1= Svalová aktivita 1RM u kritické fáze za použití dechové techniky FBP, C1= Svalová aktivita 1RM u postkritické fáze za použití dechové techniky FBP. A2= Svalová aktivita 4RM u předkritické fáze za použití dechové techniky FBP, B2= Svalová aktivita 4RM u kritické fáze za použití dechové techniky FBP, C2= Svalová aktivita 4RM u postkritické fáze za použití dechové techniky FBP

Graf 1- Srovnání svalové aktivity mezi 1RM a 4RM u dechové techniky Flat Bench press s vyvýšenými chodidly, 1RM = vlevo, 4RM = vpravo



Zdroj: Vlastní (tabulka T-testu viz příloha 1,2)

* = statisticky významný rozdíl vůči kritické fázi u stejné svalové skupiny na statistické hladině významnosti $p < 0.05$. ** = statisticky významný rozdíl mezi předkritickou a kritickou fází, zároveň také kritickou fází a postkritickou na statistické hladině významnosti $p < 0.05$.

U dechové techniky FBP při 1RM aktivitě všech sledovaných svalů v průběhu koncentrických fází postupně roste, nejvíce aktivními svaly jsou: triceps brachii, pectoralis major pars sternalis, pectoralis major pars clavicularis, latissimus dorsi. U tricepsu brachii je u předkritické fáze aktivita 50 % MVIC a stoupá na 82 % MVIC fáze postkritické. U pectoralisu major pars sternalis je u předkritické fáze aktivita 37 % MVIC a stoupá na 62 % MVIC fáze postkritické. U pectoralisu major pars clavicularis je u předkritické fáze aktivita 21 % MVIC a stoupá na 56 % MVIC fáze postkritické. U latissimus dorsi je u předkritické fáze aktivita 20 % MVIC a stoupá na 52 % MVIC fáze postkritické. Ze skupiny grafu je vidět, že nejméně zatěžovaný hlavní sval je anterior deltoideus s aktivitou předkritické fáze 11 % MVIC a stoupá na 66 % MVIC fáze postkritické. Posterior deltoideus má nejvyšší růst mezi fázemi a aktivitou blíží k nejvíce aktivním svalům a jeho aktivita u předkritické fáze je 12 % MVIC a stoupá na 47 % MVIC fáze postkritické.

U dechové techniky FBP při 4RM aktivitě všech sledovaných svalů v průběhu koncentrických fází postupně roste, nejvíce aktivními svaly jsou: triceps brachii, anterior deltoideus, pectoralis major pars sternalis, pectoralis major pars clavicularis. U tricepsu brachii je u předkritické fáze aktivita 74 % MVIC a stoupá na 83 % MVIC fáze postkritické. U anterioru deltoideus je u předkritické fáze aktivita 46 % MVIC a stoupá na 100 % MVIC fáze postkritické. U pectoralisu major pars sternalis je u předkritické fáze aktivita 74 % MVIC a stoupá na 95 % MVIC fáze postkritické. U pectoralisu major pars clavicularis je u předkritické fáze aktivita 45 % MVIC a stoupá na 79 % MVIC fáze postkritické. Ze skupiny grafu je vidět, že nejméně zatěžovaný hlavní sval je posterior deltoideus s aktivitou předkritické fáze 22 % MVIC a stoupá na 51 % MVIC fáze postkritické. Latissimus dorsi se aktivitou blíží k nejvíce aktivním svalům a jeho aktivita u předkritické fáze je 41 % MVIC a stoupá na 70 % MVIC fáze postkritické.

Obrázek 17. Srovnání svalové aktivity v jednotlivých fázích pohybu mezi 1RM a 4RM u dechové techniky Flat Bench press s vyvýšenými chodidly

Svalová aktivita 4RM je větší u svalů triceps brachii, latissimus dorsi, anterior deltoideus, posterior deltoideus, pectoralis major pars sternalis, pectoralis major pars clavicularis ve všech fázích než při 1RM. Míra odlišnosti aktivity je variabilní u jednotlivých svalových skupin.

U svalu triceps brachii je při 1RM rozdíl mezi první a poslední fází 32 % MVIC, zatímco u 4RM rozdíl 9 % MVIC. Větší růst aktivity sledujeme u 1RM.

U svalu pectoralis major pars sternalis je při 1RM rozdíl mezi první a poslední fází 25 % MVIC, u 4RM je rozdíl 21 % MVIC. Větší růst aktivity sledujeme u 1RM.

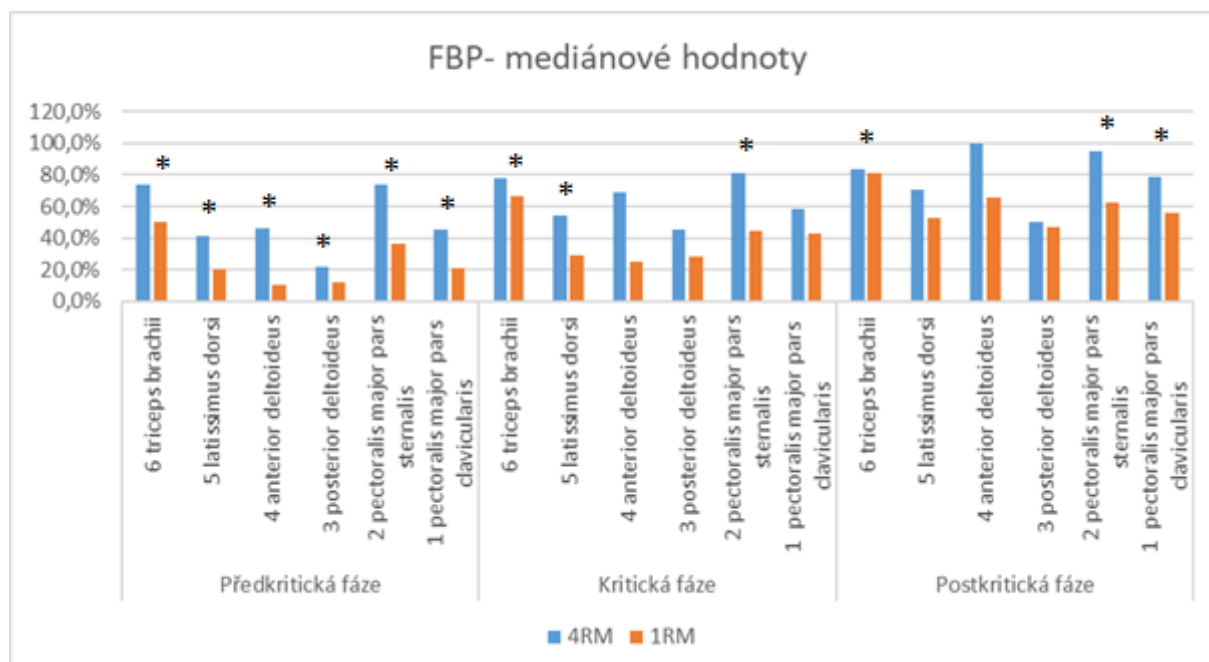
U svalu pectoralis major pars clavicularis je při 1RM rozdíl mezi první a poslední fází 35 % MVIC, u 4RM je rozdíl 34 % MVIC. Větší růst aktivity je u 1RM.

U svalu latissimus dorsi je při 1RM rozdíl mezi první a poslední fází 32 % MVIC, u 4RM je rozdíl 39 % MVIC. Větší růst aktivity je u 4 RM.

U svalu anterior deltoideus je při 1RM rozdíl mezi první a poslední fází 55 % MVIC, u 4RM je rozdíl také 54 % MVIC. Větší růst aktivity je u 1 RM.

U svalu posterior deltoideus je při 1RM rozdíl mezi první a poslední fází 35 % MVIC, u 4RM je rozdíl také 29 % MVIC. Větší růst aktivity je tedy u 1RM.

Graf 2- Srovnání svalové aktivity mezi 1RM a 4RM u dechové techniky FBP



Zdroj: Vlastní (tabulka T-testu viz příloha 3)

* = statisticky významný rozdíl vůči 1RM u stejné svalové skupiny na statistické hladině významnosti $p = 0.05$.

6. Diskuze

Výsledky výzkumu poukazují na to, že svalová aktivita všech měřených svalů je vyšší u čtvrtého opakování s velikostí odporu 4RM, než u 1 opakování s velikostí odporu 1RM. Toto zjištění je v souladu s předchozím zjištěním (Van den Tillaar, 2013), které uvádí, že při 6 opakováních bench pressu s velikostí zátěže 6RM se únava primárních hybatelů začíná projevovat okolo 4 opakování. Tento nástup únavy způsobený vyčerpáním energetických zdrojů následně pravděpodobně podnítl vyšší svalovou aktivitu zapojených svalů tak, aby bylo možno udržet a zvýšit rychlost pohybu osy. Vyšší svalová aktivita je způsobena zapojením více motorických jednotek do pohybu dle velikostního principu (Kenney, 2012). Hypotéza H1 tedy byla částečně potvrzena, protože ne všechny svaly vykazují nárůst na hladině signifikance $p < 0,05$.

Aktivita mezi jednotlivými částmi koncentrické fáze pohybu vykazuje vyšší rozdíly u zátěže o velikosti 1RM ve srovnání s aktivitou u zátěže o velikosti 4RM. Toto je pravděpodobně způsobeno delším trváním kritické části pohybu, která dosahuje výrazně vyšších hodnot u velikosti zátěže 1RM (Kolinger, 2018). Delší trvání kritické fáze pohybu má za následek nástup únavy, která následně způsobí vyšší svalovou aktivitu v závěrečné fázi pohybu. Hypotéza H2 byla částečně potvrzena, projeví se signifikantní rozdíly mezi jednotlivými svaly a intenzitami zatížení.

Některé svaly vykazují signifikantní rozdíly mezi aktivitou 1RM a posledního opakování 4RM ve všech fázích pohybu, jedná se o triceps brachii a sternální část pectoralis major. Toto zjištění pravděpodobně souvisí s rolí těchto svalů, které jsou primárními hybateli u bench pressu na rovné lavici. Výše zmíněné jevy tedy pozorujeme u těchto svalů ve větším rozsahu, než u svalů, které se do pohybu nezapojují tak významným způsobem.

Nejnižší aktivitu tricepsu brachii pozorujeme u předkritické fáze pohybu u 1RM i 4RM. Toto zjištění je v souladu s výsledky předchozí studie (Van den Tillaar, 2012) a souvisí pravděpodobně s výhodností pozice a úhlů mezi segmenty v jednotlivých fázích bench pressu pro produkci síly tricepsu. U 4RM nebyl nalezen signifikantní rozdíl u poskritické fáze patrně proto, že svalová aktivita u posledního opakování 4RM je již vysoká z důvodů zmíněných výše a tedy vysoká exponovanost tohoto svalu neumožňuje další navýšení aktivity v průběhu posledního opakování.

Aktivita pectoralis major se konstantně zvyšuje od předkritické po postkritickou fázi u 1RM i 4RM. Toto zjištění je také v souladu s předchozí literaturou (Van den Tillaar, 2010). Tento

průběh svalové aktivity můžeme vysvětlit využitím elastických komponent svalu a šlach v úvodní části pohybu (předkritické) po předchozím aktivním natažením excentrickou kontrakcí. Mimo elastických vlastností šlach dle tří filamentové teorie také gigantický protein titin vykazuje zbytkové navýšení síly kontrakce po předchozí excentrické kontrakci (Herzog, 2016).

Aktivita anterioru deltoideus ve srovnání s aktivitou ostatních primárních hybačů je vyšší u posledního opakování 4RM než u 1RM. Zdá se, že efekt únavy se u toho svalu projevuje ve větší míře než u ostatních svalů. Toto můžeme pozorovat i u předchozí studie (Van den Tillaar, 2014), která poukazuje na signifikantní nárůst aktivity deltoideus od 1. do 4. opakování. Konkrétně nejstrmější nárůst aktivity zde můžeme pozorovat v excentrické části pohybu mezi 1. a 2. opakováním. Vysoký nárůst aktivity také pozorujeme u toho svalu mezi kritickou a postkritickou fází pohybu u 1 i 4RM. Tento nárůst patrně souvisí s mechanickými specifikami svalové práce, kdy se zapojení deltoideus do pohybu zvyšuje s rostoucí vzdáleností osy od hrudníku.

U latissimu dorsi byl zaznamenán signifikantní nárůst aktivity u obou intenzit zatížení mezi kritickou a postkritickou fází. Je zřejmé, že s postupným natahováním paží v koncentrické fázi pohybu bench pressu se mění kinetické charakteristiky pohybu a tedy vznikají vyšší nároky na stabilizaci paží a zátěže (osy), což tuto vyšší aktivitu vysvětluje.

Z výsledků tohoto výzkumu vyplývá, že za překonání kritické části pohybu je pravděpodobně nejvíce zodpovědný triceps brachii, který vykazuje nejvyšší aktivitu při kritické fázi pohybu u velikosti odporu 1RM, u kterého se kritická fáze projevuje ve vyšší míře než u 4RM. U 4RM pozorujeme mírně vyšší aktivitu během kritické fáze u pectoralis major pars sternalis.

7. Závěr

Hlavním cílem této práce je porovnat svalovou aktivitu triceps brachii, latissimus dorsi, anterior deltoideus, posterior deltoideus, pectoralis major pars sternalis, pectoralis major pars clavicularis u bench pressu mezi jednotlivými částmi koncentrické fáze u jednoho opakování s velikostí odporu 1RM a posledního opakování z celkových čtyř s velikostí odporu 4RM u středně pokročilých sportovců praktikujících silový trénink.

Tato studie má ojedinělý charakter, protože zkoumá, svalovou aktivitu mezi 1RM a 4RM. Tato práce může být přínosem pro další výzkumné práce a především informuje o již zmíněném tématu.

Cílem mé praktické části bylo srovnání svalové aktivity svalu triceps brachii, latissimus dorsi, anterior deltoideus, posterior deltoideus, pectoralis major pars sternalis, pectoralis major pars clavicularis u bench pressu s velikostí odporu 1RM a 4RM. Výsledkem tohoto tématu práce je, že svalová aktivita je větší u 4RM, ale růst mezi koncentrickými fázemi je větší u 1RM. Tímto závěrem by měl být úkol praktické části dodržen.

8. Seznam literatury

- BARNETT, CH., V. KIPPERS a P. TURNER. *Effects of Variations of the Bench Press Exercise on the EMG Activity of Five Shoulder Muscles* [online]. Australia, 1995 [cit. 2021-5-10]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/strength-conditioning-research/jscr/1995/11/000/effects-variations-bench-press-exercise-emg/3/00124278>
- BESOMI, M., P. HODGES a E. CLANCY. Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2020, 53, 8 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1050641120300808>
- BLAŽEK, D. *Vliv dechového vzorce na nitrohruční tlak, kinematiku zvedané osy a svalovou aktivitu při cviku bench press* [online]. [cit. 2021-2-21]. Disertační. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Šťastný Petr.
- CADORE, E.L., M. GONZÁLEZ-IZAL a R. GRAZIOLI. Effects of Concentric and Eccentric Strength Training on Fatigue Induced by Concentric and Eccentric Exercise. *International journal of sports physiology and performance* [online]. 2018 September, , 91-98 [cit. 2021-1-29]. Dostupné z: doi:10.1123/ijsp.2018-0254
- CALATAYUD, J., J. VINSTRUP a M.D. JAKOBSEN. Mind-muscle connection training principle: influence of muscle strength and training experience during a pushing movement. *European journal of applied physiology* [online]. 2017 [cit. 2020-10-25]. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-017-3637-6
- DA SILVA, J.B., V. PINHEIRO LIMA a J. DA SILVA NOVAES. Time Under Tension, Muscular Activation, and Blood Lactate Responses to Perform 8, 10, and 12RM in the Bench Press Exercise. *Journal of Exercise Physiology Online* [online]. December 2017, , 14 [cit. 2021-4-23]. ISSN 1097-9751. Dostupné z: https://www.asep.org/asep/asep/JEPonlineDECEMBER2017_Silva_Castro.pdf
- DANIELS, R. a S. COOK. Effect of instructions on EMG during the bench press in trained and untrained males. *Human Movement Science* [online]. 2017, , 182-188 [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0167945717300027?casa_token=x4Myz71KAO4AAAAA:A22OMlot9wW4qckOU-_gHH1MrW0hW1bMFRv6VjwUbSOhEIONe0HzhQ83-UpoO-1jrRLSUCcRKe8
- DE FREITAS, M.C., J. GEROSA-NETO a N.E. ZANCHI. Role of metabolic stress for enhancing muscle adaptations: Practical applications. *World journal of methodology* [online]. 2017 [cit. 2021-1-29]. Dostupné z: doi:10.5662/wjm.v7.i2.46
- DE LUCA, C.J. *Electromyography. Encyclopedia of medical device and instrumentation. In WEBSTER, J. G. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 2nd ed. Wiley-Blackwell* [online]. 2006 [cit. 2021-2-26]. Dostupné z: <https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/emg-encyclopedia-of-medical-devices-and-instrumentation.pdf>

DE LUCA, C.J. *Surface Electromyography: Detection and recording*. Delsys [online]. 2002, , 1-10 [cit. 2020-10-20]. Dostupné z: <http://webarchiv.ethz.ch/premus2004/NDSAG/Tutorial%20Delsys%20Surface%20EMG%20intro.pdf>

DELAVIER, Frédéric. *Posilování: Anatomický průvodce*. 1. vyd. České Budějovice: Kopp, 2007. 144 s. ISBN 978-80-7232-311-1.

DOSTÁLOVÁ, I. a M. SIGMUND. *Pohybový systém: anatomie diagnostika cvičení masáže*. Olomouc: Poznání, 2017. ISBN 978-80-87419-61-8.

DOVALIL, J.. *Výkon a trénink ve sportu*. Praha: Olympia, 2002. ISBN 80-7033-760-5

DVOŘÁK, M. *Svět fitness* [online]. 2019 [cit. 2020-11-18]. Dostupné z: <https://www.svetfitness.cz/clanek/jak-na-bench-press/>

EVANS, Nick. *Bodybuilding a posilování: efektivní cvičení pro dokonalé tělo : váš ilustrovaný průvodce, jak získat svalovou hmotu a zformovat tělo*. Brno: Computer Press, 2007. ISBN 978-80-251-1637-1.

GENTIL, P. a M. BOTTARO. *Single vs. Multi-Joint Resistance Exercises: Effects on Muscle Strength and Hypertrophy* [online]. 2015 [cit. 2021-5-18]. Dostupné z: doi:10.5812/asjms.24057

GOLAS, A., A. MASZCZYK a P. STASTNY. *A New Approach to EMG Analysis of Closed-Circuit Movements Such as the Flat Bench Press* [online]. 2018 [cit. 2020-11-18]. Dostupné z: doi:10.3390/sports6020027

GOURLEY, S. New Zealand Owned And Operated - Affinity Fitness: Time Under Tension. <https://nzihf.ac.nz/personal-training/time-under-tension/> [online]. New Zealand: NZIHF, 2017 [cit. 2021-01-27]. Dostupné z: <https://nzihf.ac.nz/personal-training/time-under-tension/>

GRGIC, J., J. HOMOLAK a P. MIKULIC. *Inducing hypertrophic effects of type I skeletal muscle fibers: A hypothetical role of time under load in resistance training aimed at muscular hypertrophy* [online]. 2018, , 40-42 [cit. 2020-01-03]. Dostupné z: doi:10.1016/j.mehy.2018.01.012

HALAKI, M. a GINN, K. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?. In: HALAKI, M. a GINN, K. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*, InTech, 2012. ISBN978-953-51-0805-4176-194.

HAVLOVÁ, B. *Jsou účinnější komplexní nebo izolované cviky?* [online]. 2019 [cit. 2020-11-18]. Dostupné z: <https://www.kulturistika.com/trenink/treninkovy-radce/jsou-ucinnejsi-komplexni-nebo-izolovane-cviky>

HENRIQUES, T. *WHY THE LATS ARE SO IMPORTANT IN THE BENCH PRESS* [online]. 2014 [cit. 2021-5-10]. Dostupné z: <http://allaboutpowerlifting.com/lats-important-bench-press/>

HERZOG, W., G. SCHAPPACHER a M. DUVALL. *Residual Force Enhancement Following Eccentric Contractions: A New Mechanism Involving Titin* [online]. 2016 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.1152/physiol.00049.2014

- JARMEY, Ch. a J. SHARKEY. *Atlas svalů anatomie*. 3. vyd. Brno: Albatros Media, 2019. ISBN 978-80-264-2503-8.
- KADAŇKA, Zdeněk, Stanislav VOHÁŇKA a Josef BEDNAŘÍK. *Praktická elektromyografie: text určen pro postgraduální vzdělávání lékařů*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994. ISBN 80-701-3181-0.
- KENNEY, W. Larry, Jack H. WILMORE a David L. COSTILL. *Physiology of sport and exercise*. 5th ed. Champaign, IL: Human Kinetics, c2012. ISBN 9780736094092.
- KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLEKTIV AUTORŮ. *Posilování od A do Z*. Brno: Computer Press, 2008. ISBN 978-80-251-2122-1.
- KOLINGER, D. *Vliv modifikace dechového vzorce při bench-pressu na překonání kritické fáze pohybu* [online]. 2018 [cit. 2021-2-21]. Bakalářská. Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu. Vedoucí práce Šťastný Petr.
- PECKA, J. KOMPLEXNÍ vs. IZOLOVANÉ CVIKY – CO JE LEPŠÍ? *Youtube.com* [online]. 2019 [cit. 2021-5-20]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=OIdR6Mk-UbA>
- KONRAD, P. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* [online]. 2005, 1-61 [cit. 2021-5-21]. Dostupné z: <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
- LATASH, M. L. *Neurophysiological Basis of Movement*. 2nd ed. Canada: Human Kinetics, 2008. 427 p. ISBN: 978-0-7360-6367-8.
- LAUVER, JD, TE CAYOT a BW SCHEUERMANN. Influence of bench angle on upper extremity muscular activation during bench press exercise. *Eur J Sport Sci.* [online]. 2015, 16(3) [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.1080/17461391.2015.1022605
- MARCHETTI, P., R. REIS a W. GOMES. Static stretching of the pectoralis major decreases triceps brachii activation during a maximal isometric bench press. *Gazzetta Medica Italiana Archivio per Le Scienze Mediche* [online]. 2017, 176(12) [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.23736/S0393-3660.17.03452-0
- PERIČ, T. a J. DOVALIL. *Sportovní trénink*. Praha: Grada Publishing, 2010. ISBN 978-80-247-2118-7.
- PETR, M. a ŠŤASTNÝ, P.. *Funkční silový trénink*. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2012. ISBN 978-80-86317-93-9
- PLACHETA, Z., Siegelová, J., Štejf, M. a kol. *Zátěžová diagnostika v ambulanci a klinické praxi*. Praha : Grada Publishing, 1999. 286 s. ISBN 80-7169-271-9
- RODRÍGUEZ-RIDAO, D., J. ANTEQUERA-VIQUE, I. MARTÍN-FUENTES a J. MUYOR. Effect of Five Bench Inclinations on the Electromyographic Activity. *International Journal of Environmental Research and Public Health: Pectoralis Major, Anterior Deltoid, and Triceps Brachii during the Bench Press Exercise* [online]. 2020 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph17197339

RONAI, P. The Bench Press Exercise. *Health & Fitness Journal* [online]. 2018, 11/12 2018, 22, 52-57 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.1249/FIT.0000000000000432

ROY, SH, G DE LUCA, G DE JOHANSSON, L D GILMORE a C J DE LUCA. Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. *Med Biol Eng Comput* [online]. 2007, May 2007 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.1007/s11517-007-0168-z

ROY, X., K. ARSENEAULT a P. SERCIA. The Effect of 12 variations of the bench press exercise on the EMG activity of three heads of the pectoralis major. *International Journal of Strength and Conditioning* [online]. 2020, 1 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: <https://journal.iusca.org/index.php/Journal/article/view/39>

SEABORNE, R., J. STRAUSS a M. COCKS. Human Skeletal Muscle Possesses an Epigenetic Memory of Hypertrophy. *Scientific Reports* [online]. 2018, 17 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-018-20287-3

SNÁŠEL, M. HRAJE LATISSIMUS DORSI V BENCHPRESSU SKUTEČNĚ TAK VELKOU ROLI? *Core Training* [online]. 2019 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: <http://coretraining.cz/2019/02/hraje-latissimus-dorsi-v-benchpressu-skutecne-tak-velkou-rol/>

SOLSTAD, T., V. ANDERSON, M. SHAW a E. HOEL. Comparison of Muscle Activation between Barbell Bench Press and Dumbbell Flyes in Resistance-Trained Males. *Sports Science and Medicine* [online]. 2020 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7675616/>

SON, H., J. KIM, G. HONG, W. PARK, S. YOON, K. LIM a J. PARK. *Analyses of physiological wrist tremor with increased muscle activity during bench press exercise* [online]. *Journal of exercise nutrition & biochemistry*, 2019 [cit. 2020-12-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6477828/>

STOPPANI, J. *Velká kniha posilování*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5643-1.

STRONSKA, K. a A. GOLAS. *The effect of targeted resistance training on bench press performance and the alternation of prime mover muscle activation patterns* [online]. 2020 [cit. 2021-2-23]. Dostupné z: doi:10.1080/14763141.2020.1752790

VAN DEN TILLAAR, R. a G. ETTEMA. The "sticking period" in a maximum bench press. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2010 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.1080/02640411003628022

VAN DEN TILLAAR, R., A. SAETERBAKKEN a G. ETTEMA. Is the occurrence of the sticking region the result of diminishing potentiation in bench press? *Journal of Sports Sciences* [online]. 2012 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.1080/02640414.2012.658844

VAN DEN TILLAAR, R. a A. SAETERBAKKEN. *Effect of Fatigue Upon Performance and Electromyographic Activity in 6-RM Bench Press* [online]. 2014 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.2478/hukin-2014-0007

VAN DEN TILLAR, R. a AH SAETERBAKKEN. Fatigue effects upon sticking region and electromyography in a six-repetition maximum bench press. *J Sports Sci.* [online]. 2013 [cit. 2021-5-29]. Dostupné z: doi:10.1080/02640414.2013.803593

WILK, M., P. STASTNY a M. NAWROCKA. Physiological responses to different neuromuscular movement task during eccentric bench press. *Neuro Endocrinology Letters* [online]. 2018, 39(1), 32 [cit. 2021-5-29]. ISSN 2354-4716.

ZATSIORSKY, M., KRAEMER W., *Silový trénink, Praxe a věda*, Champaign: Human Kinetics, 2006, ISBN 978-80-204-3261-2.

ZATSIORSKY, Vladimir M a William J KRAEMER. *Science and practice of strength training*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics, 2006, 251 s. ISBN 0-7360- 5628-9

9. Seznam obrázků a grafů

Obrázek 1 - Svalové kontrakce	2
Obrázek 2 - Velký prsní	5
Obrázek 3 - Malý prsní	5
Obrázek 4 - Deltový sval.....	6
Obrázek 5 - Trojhlavý sval pažní	7
Obrázek 6 – Bench press s činkou na rovné lavici	10
Obrázek 7 – Bench press hlavou dolů	11
Obrázek 8 – Bench press na šikmé lavici	12
Obrázek 9- Vlevo- nestabilní poloha, Vpravo- stabilní poloha	22
Obrázek 10- Vlevo- bezpalcový úchop, Střed- stabilní úchop, Vpravo- nestabilní úchop.....	22
Obrázek 11- Pozice loktů- úhel	23
Obrázek 12- Šířka úchopu-Nahoře-příliš široký, Střed-optimální, Dole-příliš úzký	24
Graf 1- Srovnání svalové aktivity mezi 1RM a 4RM u dechové techniky Flat Bench press s vyvýšenými chodidly, 1RM = vlevo, 4RM = vpravo	30
Graf 2- Srovnání svalové aktivity mezi 1RM a 4RM u dechové techniky FBP	32

10. Přílohy

1.

Ttest - FBP - 1RM						
Fáze	6-triceps brachii	5-latissimus dorsi	4- anterior deltoideus	3-posterior deltoideus	2- pectoralis major pars sternalis	1-pectoralis major pars clavicularis
2 vs 3	0,000	0,137	0,155	0,014	0,001	0,124
2 vs 4	0,000	0,031	0,017	0,000	0,000	0,001
3 vs 4	0,007	0,001	0,006	0,018	0,018	0,000

2 = předkritická fáze, 3 = kritická fáze, 4 = postkritická fáze

2.

Ttest - FBP - 4RM						
Fáze	6-triceps brachii	5-latissimus dorsi	4- anterior deltoideus	3-posterior deltoideus	2- pectoralis major pars sternalis	1-pectoralis major pars clavicularis
2 vs 3	0,000	0,074	0,018	0,306	0,000	0,217
2 vs 4	0,000	0,638	0,000	0,768	0,000	0,634
3 vs 4	0,149	0,014	0,021	0,138	0,012	0,007

2 = předkritická fáze, 3 = kritická fáze, 4 = postkritická fáze

3.

Ttest - FBP - 4RM vs. 1RM						
Fáze	6-triceps brachii	5-latissimus dorsi	4- anterior deltoideus	3-posterior deltoideus	2- pectoralis major pars sternalis	1-pectoralis major pars clavicularis
1 vs 1	0,012	0,004	0,002	0,025	0,004	0,019
2 vs 2	0,012	0,020	0,052	0,067	0,001	0,079
3 vs 3	0,047	0,116	0,092	0,079	0,007	0,011

1 = předkritická fáze, 2 = kritická fáze, 3 = postkritická fáze

