

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

Katedra fyzioterapie

Hodnocení svalové aktivity u basketbalistů na konci sezóny pomocí EMG
před a po zátěžovém protokolu

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Petr Janů

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2017

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Petr Janů

Název diplomové práce: Hodnocení svalové aktivity u basketbalistů na konci sezóny pomocí EMG před a po zátěžovém protokolu

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2018

Abstrakt: Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit přítomnost neuromuskulární únavy v rámci sportovní sezóny. Porovnány byly dva soubory dat, které zachycovaly změny ve svalové aktivitě před a po zátěžovém protokolu simulujícím basketbalové utkání. Na základě těchto datových souborů byla sledována přítomnost neuromuskulární únavy před sezónou a po sezóně. V rámci měření byl použit NORAXON MyoSystem 1400A a MyoResearch XP Master verze 1. 03. 05 pro zaznamenání a analýzu EMG signálu a ISOMED 2000 pro zajištění izokinetického pohybu. Přítomnost neuromuskulární únavy byla sledována na dominantní dolní končetině u sedmi vybraných svalů (musculus vastus medialis et lateralis, musculus rectus femoris, musculus gastrocnemius lateralis et medialis, musculus biceps femoris a musculus semitendinosus). Svalová aktivita byla sledována při úhlových rychlostech pohybu 60°/s a 180°/s při koncentrických a excentrických mechanismech pohybu ve flexi a extenzi v izokinetickém režimu. V rámci měření byly provedeny vždy tři pokusy s třiceti sekundovými pauzami. Statisticky byly zpracovány výsledky 13 basketbalistů žákovské kategorie U17 a U19. Pro simulaci basketbalového utkání byl využit standardizovaný zátěžový protokol BSFP₂₈. Statisticky byly zpracovány hodnoty mean amplytude a mean frequency, které byly v rámci testování na konci sezóny zpracovány pomocí t-testu. K porovnání výsledků měření na začátku a na konci sezóny byly využity Bonferroniho test, Scheffeho test a LSD metoda. Jak při měření před a po absolvování zátěžového protokolu, tak v porovnání výsledků na začátku a na konci sezóny byla prokázána statistická významnost u šesti svalů dle ukazatele mean amplytude, a v jedenácti případech pro mean frequency. Rozdíl v aktivitě svalů, který byl prokázán v rámci sezóny poukazuje na tendenci kumulace nervosvalové únavy a zvyšující se riziko poranění.

Klíčová slova: excentrická kontrakce, koncentrická kontrakce, izokinetická dynamometrie, povrchová elektromyografie, únavový protokol BSFP₂₈, svalová únava, basketbal

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographic identification

Author's first name and surname: Bc. Petr Janů

Title of the dissertation: The assessment of muscular activity of basketball players at end-of-season using EMG before and after the load protocol

Workplace: Department of physiotherapy

Supervisor of the dissertation: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Year of presentation: 2018

Abstract: The aim of this diploma thesis was to evaluate the presence of neuromuscular fatigue during the sports season. Two sets of data were compared that captured changes in muscular activity before and after the load protocol simulating a basketball match. Based on these data sets, the presence of neuromuscular fatigue before and after the season was monitored. NORAXON MyoSystem 1400A and MyoResearch XP Master version 1.03.05 were used in the measurement for EMG signal recording and analysis and ISOMED 2000 for ensuring isokinetic movement. The presence of neuromuscular fatigue was observed at the dominant lower limb of seven selected muscles (musculus vastus medialis et lateralis, musculus rectus femoris, musculus gastrocnemius lateralis et medialis, musculus biceps femoris and musculus semitendinosus). Muscular activity was monitored at angular velocity motion of 60°/s and 180°/s with concentric and eccentric mechanisms of flexion and extension in isokinetic mode. Three attempts with thirty-second pauses were made in the measurements. Statistically, the results of 13 basketball players of the U17 and U19 category were processed. For the simulation of basketball match was used the standardized load protocol BSFP28. The mean amplitude and mean frequency values, which were processed by t-test at the end of the season, were statistically processed. The Bonferroni test, the Scheffe test and the LSD method were used to compare the measurement results at the start and end of the season. Both in measurements before and after the completion of the load protocol, and compared the results at the beginning and end of the season was demonstrated statistical significance of the six muscles by indicators mean amplitude, and in eleven cases, the mean frequency. The difference in muscle activity that was demonstrated during the season indicates a tendency for cumulative neuromuscular fatigue and an increased risk of injury.

Key words: eccentric contraction, concentric contraction, isokinetic dynamometry, surface electromyography, BSFP28 fatigue protocol, muscle fatigue, basketball

I agree with lending of the thesis within the library service.

Obsah

Obsah

1 Úvod.....	6
2 Teoretická část	7
2. 1 Sval.....	7
2. 1. 1 Stavba kosterního svalu.....	7
2. 1. 1. 1 Stavba z makroskopického hlediska	7
2. 1. 1. 2 Stavba z mikroskopického a molekulárního hlediska	8
2. 1. 1. 3 Podstata kontrakce	9
2. 1. 2 Formy kontrakce	9
2. 1. 2. 1 Izokinetická kontrakce	10
2. 1. 2. 2 Izometrická kontrakce	10
2. 1. 2. 4 Efekt svalové kontrakce dle studií	10
2. 1. 3 Svalová vlákna	11
2. 2 Povrchová EMG.....	13
2. 2. 1 Fyziologická podstata EMG.....	13
2. 2. 2 Formy snímání EMG.....	14
2. 2. 2. 1 Jehlová EMG.....	15
2. 2. 2. 2 Povrchová EMG.....	15
2. 2. 3 Faktory ovlivňující snímání signál a jeho limity	15
2. 2. 4 Vyhodnocení EMG	16
2. 3 Využití izokinetické kontrakce v diagnostice a tréninku	17
2. 4 Únava	19
2. 4. 1 Únava jako fyziologický děj	19
2. 4. 1. 1 Fyziologická a patologická únava	20
2. 4. 2 Únava z pohledu stárnutí.....	21
2. 4. 3 Sportovní výkon a únava.....	21
2. 5 Regenerace	23
2. 6 Kolenní kloub.....	23
2. 6. 1 Statické stabilizátory	24
2. 6. 2 Dynamické stabilizátory kolene.....	25
2. 7 Poranění kolenního kloubu a faktory s ním spojené v literatuře.....	25
2. 8 Využití Poly EMG v analýze pohybového výkonu.....	27
2. 9 BSFP ₂₈ – Specific basketball fatigue protocol.....	30
3 Praktická část	31

3. 1 Hlavní cíl.....	31
3. 2 Dílčí cíle.....	31
3. 3 Hypotézy diplomové práce	31
4 Metodika	33
4. 1 Charakteristika měřeného souboru.....	33
4. 2 Příprava před měřením.....	33
4. 2. 1 Technické parametry měření.....	33
4. 2. 2 Uložení elektrod.....	33
4. 3 Průběh měření	34
4. 4 Analýza a statistické zpracování dat	34
4. 5 Statistické zpracování dat.....	35
5 Výsledky	36
5. 1 Hypotéza 1	36
5. 2 Hypotéza 2	40
5. 3 Hypotéza 3	42
5. 4 Hypotéza 4	45
5. 5 Hypotéza 5	47
5. 6 Hypotéza 6	57
5. 7 Hypotéza 7	62
5. 8 Hypotéza 8	71
6 Diskuze.....	75
8 Souhrn	87
8 Summary	89
9 Referenční seznam	89
9 Tabulky	97

1 Úvod

Zranění kolenního ve sportu je často diskutovanou tematikou, jeho prevence je nedělitelnou součástí výzkumů na sportovních fakultách a pracovištích, která se zabývají sportovním výkonem a jeho analýzou. Prevence zranění kolenního kloubu vyžaduje dokonalou znalost této problematiky. Nutné je pochopit nejen stavbu kolenního kloubu, ale i způsob, jakým dochází v kolenním kloubu k pohybu. Celý organismus je propojené soukolí, jehož účelem je pohyb. Tato práce se zabývá vlivem sportovní zátěže na svalovou únavu. Kvalitní výkon vyvolává svalovou únavu a v průběhu sezóny dochází k intenzivnímu zatížení sportovců. Ne vždy má sportovec dostatek času na dostatečnou regeneraci.

Únava je děj, který snižuje kvalitu vykonávaného pohybu a mění jeho charakter negativním způsobem. Ovlivňuje nejen reakční čas, ale i propriocepci (Cowley, Gates, 2016). V průběhu sportovního výkonu dochází ke snížení výkonu vzhledem k počátečnímu stavu, a tedy ke vzniku únavy. Patrný je i rozdíl při porovnání výkonnosti v průběhu výkonu a po zátěži, kdy výkon opět pomalu roste, což poukazuje na rychlé regenerační schopnosti organismu (Scanlan, et al., 2016). Proto je podstatnou součástí jakékoliv pohybové aktivity dostatek času pro regeneraci. Regeneraci, při které dojde k obnově energetických rezerv, odplavení metabolitů a přípravě organismu na další stresor, jemuž musí čelit. Nedostatek času pro regeneraci nutně vede ke zvýšení rizika zranění (De Ste Croix et al., 2015).

Poranění kolenního kloubu je častou diagnózou, která provází sportovní výkon. Tato práce se bude zabývat poraněním měkkého kolene, a to hlavně předního zkříženého vazy. Zátěž a s ní spojená únava vede ke změnám v pohybovém vzoru. Některé tyto změny vyvolávají zvýšenou zátěž předního zkříženého vazy a zvyšují riziko poranění kolenního kloubu bez zevní příčiny, tedy bez přičinění mechanické síly působící z venku (Needs, 2012); (Hassanlouei et al., 2012).

Možnost zkoumat a hodnotit svalovou únavu a pracovat s ní v průběhu sezóny je značnou výhodou v prevenci vzniku poranění v průběhu sezóny u profesionálních sportovců.

2 Teoretická část

2.1 Sval

Kosterní svalovina tvoří 40% tělesné hmotnosti, celých 10% tvoří hladká svalovina. Celkem rozlišujeme 4 typy svaloviny, mezi ně patří kosterní, hladká srdeční svalovina a myoepitel. Sval je vzrušivá tkáň se schopností kontrakce a relaxace. Kontrakce svalu následuje po excitaci svalové membrány, jejíž mechanismus je popsán níže v rámci kapitoly o povrchové elektromyografii (Kittnar, 2011).

Hladká svalovina v těle udržuje životně důležité pochody a není vůlí ovladatelná. Hladká svalovina se nachází ve stěnách trávicího systému, dále cévách, ve sfinkterech a dalších oblastech (Kittnar, 2011).

Svalová vlákna mají základní vlastnosti, které jim umožňují plnit hybnou funkci organismu. Jsou excitabilní, kontraktilní, pružné a spolu s tím i protažitelné (Čihák, 2008); (Dylevský, 2009); (Ganong, 2005); (Kittnar, 2011).

2.1.1 Stavba kosterního svalu

Svalová kontrakce je složitý děj vyžadující dostatek energetických substrátů, tedy intaktní metabolismus a také intaktní inervaci, tak aby se dokázal plně relaxovat a kontrahovat (Kittnar, 2011).

Základním stavebním kamenem svalu je svalová buňka. Jedná se o mnohjadernou buňku s variabilní délkou od několika milimetrů do desítek centimetrů. Na těle se nachází 600 různých svalů. Jedná se metabolicky aktivní tkáň a také o značný energetický rezervoár. Svalstvo je základním hnacím motorem lidského těla, složkou pohybu, mimiky, střevní motility a dalších tělních pochodů souvisejících s pohybem (Kittnar, 2011).

2.1.1.1 Stavba z makroskopického hlediska

Svalovina je značně kompaktní jednotkou s velmi složitou stavbou a funkcí. Délka svalové jednotky se různí dle typu svalu, nejdelší svalové buňky se nachází v musculus sartorius. Svalové buňky se mohou ve svalu řetězit a navazovat na sebe vazivovými spojkami, nebo jedna svalová buňka prochází celým svalem. Svalové vlákno je obaleno sarkolemou, na povrchu této buněčné membrány se nachází tenká vrstva polysacharidů hustě protkaná kolagenními vlákny, které se navazují do kolagenních vláken endomyzia. Tato struktura od sebe odděluje jednotlivá svalová vlákna a postupně přechází

v epimyzium a perimyzium. Těmito strukturami následně přechází do vazivové šlachy, kterou se sval upíná na úponové místo na kosti. Endomyzium v sobě vede nervy a cévy příslušných svalových vláken a rozkládá tah při kontrakci svalu na celou sarkomeru. Sarkolema se místy vpouští do hloubky sarkomery a tvoří transverzální tubuly, umožňující rychlejší prostup akčního potenciálu do buňky (Kittnar, 2011); (Rokyta, 2015).

Perimysium externum obaluje celý sval a tvoří tak svalovou povázku, takzvanou fascii. Fascie je celek, v němž je sval zasazen. Fascie obepíná jak vnitřní části, tak i zevní část svalu. Sval se na úponová místa upíná šlachou, jedná se o tuhý vazivový aparát tvořený paralelními kolagenními fibrilami. Šlachové buňky jsou vmezeřeny mezi kolagenním vazivem. Pevnost šlachy je různá, většinou se uvádí 6–10 kg na 1 mm² průřezu. Pevnost šlachy koreluje s funkcí svalu a souvisí s adaptací na pohybovou zátěž. V případě dopingu hrozí přetržení svalu. Šlacha se adaptuje pomaleji než sval. V případě užívání anabolických steroidů dochází k většímu nárůstu svalové hmoty a nerovnováze v její pevnosti (Čihák, 2008); (Ganong, 2005); (Kittnar, 2011).

Svaly mají různou stavbu dle jejich funkce. Vřetenovitý sval je základním typem svalu. Dle počtu svalových hlav rozlišujeme sval dvouhlavý (biceps), trojhlavý (triceps), čtyřhlavý (quadriceps), dvoubříškový (digastricus). Dále rozlišujeme ploché svaly, svaly orbiculární a svěrače (Čihák, 2008); (Ganong, 2005).

Z hlediska funkčního rozeznáváme agonisty, synergisty a antagonisty, dle vztahu k vykonávanému pohybu. Agonisté vykonávají pohyb, antagonisté proti tomuto pohybu působí, synergisté se spolupodílejí na pohybu s agonisty. Vzhledem k pohybu je přesnější rozčlenit agonisty a synergisty na svaly hlavní, pomocné a fixační (tedy udržující kloub na správné místě, aby nedocházelo k destabilizaci a možnému poškození) (Čihák, 2008); (Dylevský, 2009); (Ganong, 2005); (Kittnar, 2011).

2. 1. 1. 2 Stavba z mikroskopického a molekulárního hlediska

Základním stavebním kamenem svalové buňky je myofibrila, která je ve svalové buňce hlavním kontraktlním elementem. Tato struktura se skládá z aktinu a myozinu. Vlastní svalová buňka obsahuje kromě myofibril i ostatní orgány typické pro živočišnou buňku (mitochondrie, rybozomy). Myofibrily obaluje sarkoplazmatické retikulum, které je důležité pro kontrakci svalu. U rychlých vláken typu fast glycolitic je sarkoplazmatické retikulum velmi rozsáhlé. T-tubuly zjednodušují přenos akčního

potenciálu mezi sarkolemou a sarkoplazmatickým retikulem a tímto umožňují lepší uvolnění kalcia přímo do oblasti myofibril (Kittnar, 2011); (Rokyta, 2015).

Typické uspořádání aktinu a myozinu v buňkách tvoří podobu svalu, díky níž se kosterní svalstvo označuje jako svalstvo příčně pruhované. Aktinové filamentum v sobě obsahuje molekulu aktinu, troponinu a tropomyozinu (Kittnar, 2011); (Rokyta, 2015).

2. 1. 1. 3 Podstata kontrakce

Podstatnou složkou nutnou pro kontrakci je Ca^{2+} , který svou koncentrací ovlivňuje spojení mezi aktinem a myozinem. Vápníkový iont ovlivňuje vazbu tropomyozinového komplexu na aktinu. Při akčním potenciálu dojde k uvolnění Ca^{2+} iontů, které se váží na tropomyozin a odhalují vazebné místo pro myozin na aktinu. Tímto dějem dojde k zalomení myozinového krčku a zkrácení svalu. Při tomto ději se spotřebovává ATP. Následně je spotřebováno další ATP na uvolnění této vazby. ATP je nutno jak pro kontrakci, tak i pro relaxaci svalu. Ca^{2+} ionty jsou následně vychtány zpět do sarkoplazmatického retikula (Kittnar, 2011); (Rokyta, 2015).

2. 1. 2 Formy kontrakce

Svalová kontrakce je stav, kdy dané množství svalových vláken vyvíjí napětí a na úponové šlaše se projevuje síla vytvářející pohyb. Současný mechanismus dělení svalových kontrakcí není úplně vhodný (Dylevský, 2017). Dylevský (2017) jej označuje za věcně nesprávný vzhledem k povaze a variabilitě pohybu.

Ač dle Dylevského (2017) je tento princip popisu věcně nesprávný, je přesto uváděn v lékařské literatuře, proto je vhodné jej v této práci zmínit. Při kontrakci svalu dochází ke zkrácení kontraktálních elementů svalového vlákna. Svalová aktivita nevede vždy ke zkrácení svalu, tento mechanismus umožňuje protažitelnost a pružnost svalu. V případě že nedojde ke zkrácení svalu, nazývá se tato kontrakce izometrická (nedojde k přiblížení úponových míst). Forma pohybu, kdy sval vykonává kontrakci s neměnicím se napětím a svalové úpony se k sobě přibližují, nebo se oddalují, se nazývá izotonicou kontrakcí (Ganong, 2005).

Formy pohybu je lepší popisovat na základě tří charakteristik. To jest vnější zátěže, směru pohybové akce a rozsahu kontrakce. Podle těchto charakteristik je vhodné členit izotonicou kontrakci na koncentrickou a excentrickou. Toto rozčlenění se rozlišuje na základě polohy obou konců svalu (Dylevský, Ježek, 2017).

2. 1. 2. 1 Izokinetická kontrakce

Při koncentrické kontrakci dochází ke zkracování svalu, tedy přibližování obou konců k sobě. Dochází při ní k zvětšování objemu svalového bříška. Výsledná práce při tomto typu kontrakce je pozitivní, segment těla se pohybuje ve stejném směru jako působící svalová síla. Tento režim nemusí mít čistě izokinetický charakter vzhledem k možnému zrychlení či zpomalení rychlosti kontrakce (Dylevský, Ježek, 2017).

Excentrická kontrakce, nebo také fázičká, probíhá v případě oddalování úponu svalu. Jedná se o zjednodušeně řečeno brzdící pohyb neboli decelerační pohyb (Dylevský, Ježek, 2017).

Izokinetická kontrakce je složitá a těžko v praxi bez přístrojové podpory uskutečnitelná. Charakter pohybu a rychlost přibližování úponových míst je konstantní. Její charakter je vhodný v případě testování a vytváření studií, kdy jsou ke generování izokinetického režimu využívány přístroje k tomuto účelu vytvořené (ISOMED 2000) (Dvořák, 2003); (Dylevský, Ježek, 2017); (Hamill, Knutzen, 2009).

2. 1. 2. 2 Izometrická kontrakce

Izometrická kontrakce je charakterizována jako kontrakce bez změny polohy úponů svalů (Dylevský, Ježek, 2017).

2. 1. 2. 4 Efekt svalové kontrakce dle studií

Tréninková jednotka pracující s excentrickou kontrakcí více zatěžuje svalové vlákno a v rámci této kontrakce se projevuje méně svalová únava (Skurvydas et al., 2013).

Při zatížení vhodné intenzity (submaximální, maximální) dochází k adaptačním procesům ve svalu. Trénink, zaměřující se na excentrické kontrakce, má rozdílný efekt na adaptační mechanismy ve svalu v porovnání s tréninkovou jednotkou zaměřenou na koncentrickou kontrakci (Roig et al., 2009). V případě excentrické kontrakce dochází k náboru méně svalových jednotek, přesto je v tomto poměru vůči koncentrické kontrakci svalová síla vyprodukovaná při excentrické kontrakci vyšší. Napětí přenášené mezi vlákny je v tomto případě vyšší a poškození, které vzniká při tomto typu kontrakce a jejím využití při tréninku, také. Při excentrické kontrakci byla vykonána větší práce oproti koncentrické kontrakci v poměru 4:3. Namáhavější a více energeticky náročnější byla dle měření pro probandy koncentrická kontrakce. Tento efekt souvisí s protažením, jak Golgiho šlachového tělíska, tak i svalového vřetenka a tímto způsobem se při excentrické kontrakci zvýší aferentace. V případě koncentrické kontrakce nedochází k dráždění z obou receptorů (Hamill, Knutzen, 2009); (Baroni, 2011).

Studie zabývající se hodnocením rozdílné aktivace v musculus quadriceps femoris, tedy rozdíly mezi jednotlivými součástmi tohoto svalu, došla k závěrům, že aktivita svalů dominantní a nedominantní končetiny se neliší. Musculus rectus femoris v sobě obsahuje více pomalých vláken než v musculus vastus medialis, tento sval obsahuje více rychlých vláken. Aktivita musculus rectus femoris je vyšší než musculus vastus medialis v průběhu všech typů kontrakce proti gravitaci v otevřeném kinetickém řetězci (Niespodzinski, 2013).

V průběhu kontrakce musculus rectus femoris při extenzi kolenního kloubu dochází ke koaktivaci jeho antagonistů. V rámci studie sestavené Nunem a Rossem byl tento děj potvrzen, při aktivaci musculus rectus femoris vždy dochází ke koaktivaci v musculus biceps femoris. Koaktivace má v případě pohybu kolene do extenze preventivní význam, chrání koleno před decentrací a zvýšením jeho nestability v průběhu pohybu, poškozením a v případě přirozeného pohybu pádem (Nuno, Ross, 2017). Koaktivace antagonistů je vyšší v průběhu koncentrické kontrakce a roste vzhledem k úhlové rychlosti pohybu (Bassa et al. 2002).

2. 1. 3 Svalová vlákna

Svalové vlákno je značně heterogenní prvek. Je mnoho elementů, kterými se svalové vlákno liší. Mohou se lišit ATPázovou aktivitou myozinu, rychlostí stahu, potažmo kontrakce. Vlákna dělíme na dva typy. Typ I. a typ II., jejich základní charakteristika je popsána v tabulce 1. (Tabulka 1.).

	Typ I	Typ II
Jiné názvy	pomalá oxidativní červená	rychlá glykolytická bílá
ATPázová aktivita myozinového izoenzymu	pomalá	rychlá
Kapacita sarkoplazmatického retikula pro přenos Ca ²⁺	mírná	značná
Příčný průřez	střední	velký
Glykolytická kapacita	mírná	vysoká
Oxidativní kapacita (koreluje s množstvím mitochondrií, hustotou kapilár, obsahem myoglobinu)	vysoká	nízká

Tabulka 1. Rozdělení typů svalových vláken (Kittnar, 2011).

Rokyta dělí svalová vlákna na bílá a červená dle jejich metabolické aktivity. Červené svaly obsahují velké množství myoglobinu (červená bílkovina vázající na sebe

kyslík), velké množství mitochondrií a jsou bohatě kapilarizovány. Tyto vlastnosti propůjčují tomuto typu svalových vláken značnou metabolickou aktivitu. Červená vlákna pracují za dostatečného přívodu kyslíku, jsou tedy schopná získávat větší množství energie aerobním metabolismem. Jejich pracovní nasazení je pomalé, ale dokáží pracovat po dlouhou dobu bez únavy. Jedná se o posturální neboli tonické svaly. Bílá vlákna jsou méně prokrvená, mají méně myoglobinu a méně mitochondrií. Mají velmi bohaté sarkoplazmatické retikulum a velké množství glykolytických enzymů. V těle je tento typ zastoupen ve všech svalech. Rozložení svalových vláken se liší dle funkce svalu (Rokyta, 2015).

Dělení svalových vláken se liší dle autora, přesto z fyziologického hlediska je nejvhodnější členění do tří typů a druhý typ se člení do dvou podkategorií (Tabulka 2.).

typ I, SO	velmi tenká a bohatě kapilarizovaná	statické, pomalé pohyby; polohové funkce
typ II. A, FOG	středně silná a kapilarizovaná	rychlý a silový pohyb
typ II. B, FG	velmi silná a málo kapilarizovaná	maximální silový pohyb
typ III.	nediferencovaná vlákna	<i>není známa</i>

Tabulka 2. Typy svalových vláken dle Kompendia (Anonymous, 2017).

Charakteristika vlastností svalových vláken se liší u typu II. A a II. B. Typ II. A fast oxidative and glycolitic mají víc myofibril a méně mitochondrií a myoglobinu. Mají střední kapilarizaci a svojí enzymatickou aktivitou jsou situovány pro rychlé vykonávané činnosti s nárokem na sílu svalové kontrakce. Špatně podléhají únavě. Typ II. B jsou vlákna s velkým objemem, nízkou kapilarizací a nízkým obsahem myoglobinu a oxidativních enzymů. Silně vyvinuté sarkoplazmatické retikulum umožňuje rychlou kontrakci prováděnou maximální silou. Tato vlákna jsou málo odolná proti únavě (Anonymous, 2017).

2. 2 Povrchová EMG

Povrchová elektromyografie, dále jen povrchová EMG, je základní vyšetřovací metoda užívaná k snímání svalové aktivity pomocí přímého měření ve svalu pomocí povrchových elektrod. Krom povrchové EMG je možné také použít metodu jehlové EMG, kdy je elektroda vpichována přímo do svalu. EMG poskytuje informace o změně některých dějů ve svalu, jako je klidová aktivita, či změna aktivity svalu v průběhu zátěže. Pro výzkumníka jsou nejdůležitější tři základní ukazatele, potažmo řečeno děje ve svalu. Mezi ně se řadí počátek svalové aktivity, vrchol svalové aktivity a jeho spojitost s nejvyšší vyprodukovanou svalovou silou a v neposlední řadě svalová únava (Anonymous, 2017); (De Luca, 1997); (Konrad, 2006).

Obě tyto metody získávání EMG signálu, jak povrchová, tak intramuskulární tedy jehlová, mají své limitace. Povrchová EMG je přesnější a kvalita získávaného signálu se odvíjí od větší plochy, ze které je signál snímán. Jehlová EMG má značné limitace v možnostech použití, mezi ně se řadí například porušení kožního krytu, ale i limitace v použití u jednotlivých forem pohybu (Konrad, 2006); (Anonymous, 2017).

Klasická polyelectromyografie, v literatuře též dohledatelná pod názvy Surface-(Poly)-Electro-Myo-Graphy (SEMG) či polyEMG (PEMG), má značný diagnostický potenciál. Jejím hlavním přínosem a funkcí je poskytovat validní a reliabilní data o pohybu, svalových synergiích, svalové únavě, které získáme na základě analýzy naměřených hodnot. Slouží z kineziologického hlediska ke sledování a hodnocení mechanismů a strategie kontroly pohybu při fyziologických i patologických podmínkách., tím že získáváme informace o rozložení aktivity jednotlivých svalů při pohybu neboli timing svalů (De Luca, 1997); (Konrad, 2006); (Krobot, Kolářová, 2011).

2. 2. 1 Fyziologická podstata EMG

Podstatou svalové aktivity je akční potenciál. Při dostatečně vysokém podráždění na úrovni prahu dráždění dojde k otevření sodíkových kanálů a následnému vyplavení sodíku do buňky a vzniku akčního potenciálu. Akční potenciál vznikající v motorickém kortexu přechází skrze pyramidové dráhy. Dále je pak veden jednotlivými vlákny ke svalům a zde se šíří po jednotlivých svalových membránách. Akční potenciál dosahuje různé motorické jednotky asynchronně, proto i nábor jednotlivých motorických jednotek a jejich kontrakce není stejnorodá. Vždy musí na sval dojít dostatečné množství jednotlivých akčních potenciálů, které by měly mít dostatečnou intenzitu pro vznik

kontrakce. Sval tedy pracuje na principu vše nebo nic. Pokud na sval dojde dostatečné množství impulzů podprahové intenzity, dochází k sumaci vzruchů (prostorová, časová) a může vzniknout akční potenciál (Anonymous, 2017).

Povrchově snímaný EMG signál prochází přes jednotlivé tkáně jako je tuk a kůže, na jejímž povrchu se elektrody nacházejí. Tento signál sestává z akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek svalu v blízkosti povrchové elektrody (Anonymous, 2017).

Výsledná kontrakce svalu je děj obsahující značné množství integračních procesů, které musí proběhnout, než ke kontrakci dojde. Motorická jednotka tak, jak ji definoval Sherrington, je utvářena míšním motoneuronem, axonem a všemi svalovými vlákny inervovanými daným neuronem. O tom, jestli dojde či nedojde ke kontrakci, rozhoduje mnoho signálů, které se integrují na tělech i dendritech spinálních motoneuronů, kde se napojují inhibičními či excitačními synapsami aferentní i eferentní periferní neurony i descendentní spinální dráhy. Na základě toho dochází k excitaci či inhibici potenciálu, který pokud překročí prahovou hodnotu, vyvolá akční potenciál. Tento potenciál se poté následně šíří do oblasti nervosvalové ploténky (sarkolema svalu a axony neuronu), zde dojde k uvolnění mediátoru (acetylcholin) a v návaznosti na tento děj dojde k otevření sodíkových kanálů a k místní svalové depolarizaci. Svalový akční potenciál se šíří po membráně svalového vlákna, následně dojde k uvolnění iontů vápníku z T-tubulů, které svojí vazbou na troponin aktivují posun vláken aktinu a myozinu, tedy svalovou kontrakci. Po kontrakci svalu dojde k okamžitému vychytání vápníkových iontů, přičemž se spotřebuje velké množství energetického zdroje ATP. Potenciál motorické jednotky je sumace akčních potenciálů všech jednotlivých motorických jednotek svalu (Konrad, 2006); (Krobot, Kolářová, 2011).

Depolarizace membrány generuje elektromagnetické pole v okolí svalových vláken, toto pole je následně detekováno elektrodami. Časový průběh tohoto napětí je akční potenciál. Principem EMG je snímání akčních potenciálů z motorických jednotek nacházejících se v blízkosti elektrody (Krobot, Kolářová, 2011).

2. 2. 2 Formy snímání EMG

Mezi základní formy snímání signálu pomocí EMG patří povrchová a jehlová. Jejich užití se liší dle cíle, kterého chceme dosáhnout, potažmo řečeno dle informací, které chceme o svalu získat (Krobot, Kolářová, 2011).

2. 2. 2. 1 Jehlová EMG

Tato metoda umožňuje snímat akční potenciál z jednotlivých motorických jednotek. Využívá se zejména k diagnostice nervosvalových onemocnění, zejména k hodnocení klidové spontánní aktivity a aktivity při kontrakci. Změnit výsledky tohoto měření může bolestivý podnět, kterým je zavádění jehly, ale i samotná přítomnost jehly při pohybu, který může vyvolávat jak bolest, tak tento pohyb omezovat (Krobot, Kolářová, 2011).

2. 2. 2. 2 Povrchová EMG

Jedná se o metodu, jejíž využití je vhodnější k pochopení neurálních mechanismů kontroly a řízení pohybu. Podává nám informace z většího množství motorických jednotek. Tato metoda je méně náročná pro testovaného a je při ní možné měřit větší množství svalů při složitějších pohybových činnostech. Jednotlivé akční potenciály motorických jednotek jsou superponovány a dochází ke vzniku interferenčního vzorce (Krobot, Kolářová, 2011).

Ke snímání signálu využíváme bipolární techniku, méně často je ke snímání svalové aktivity využívána monopolární technika, při které může dojít k rušení signálu signálem z jiných svalů. Na sval jsou přiloženy dvě elektrody paralelně v průběhu s jeho vlákny ve vzdálenosti přibližně jednoho centimetru do sebe. Takto umístěné elektrody snímají v jednu chvíli různé elektrické potenciály, vzhledem k referenční elektrodě, umístěné v místě s co možná nejnižší elektrickou aktivitou. Výsledný signál je následně zesílený diferenciálními zesilovači, které představují potenciálový rozdíl snímáný oběma elektrodami v určitém okamžiku. Bipolární snímání je méně náchylné k rušivým elementům. Většina přístrojů snímá signál analogový, který je následně převáděn kabely, či bezdrátově (telemetricky) do přístroje, jež jej upravuje na digitální signál. Telemetrický přenos signálu je výhodnější, protože výsledný pohyb testované osoby je přirozenější (Krobot, Kolářová, 2011).

2. 2. 3 Faktory ovlivňující snímání signál a jeho limity

Je mnoho faktorů, které mohou ovlivnit výsledky a průběh měření. Vnitřní faktory nemůžeme ovlivnit, jsou dány anatomicky, fyziologicky a mechanicky, tedy vlastnostmi svalu v klidu a při kontrakci. Tyto faktory jsou ovlivnitelné jen zčásti pouze správnou aplikací elektrod. Vnější faktory jsou zásadní pro kvalitu měření a je nutné, aby byl minimalizován jejich dopad, vznikají hlavně chybami při měření. Členění faktorů v tabulce 3 (Tabulka 3.); (Krobot, Kolářová, 2011).

Faktory vnitřní	Příklady
svalová aktivita	(vlastnosti aktivních svalových vláken, počet aktivních svalových vláken, umístění aktivních svalových vláken vůči elektrodě)
aktivita okolních svalů	cross talk
elektrická aktivita jiných tkání	
vlastnosti tkání mezi elektrodami a povrchem svalu	(pH krve a intersticiálních tekutin, rychlost odstranění metabolitů)
Faktory vnější	Příklady
umístění elektrod	
vzdálenost a velikost elektrod	
kontakt mezi elektrodami a kůží	
externí šum	(externí přístroje, pohybové artefakty ze snímacích kabelů)

Tabulka 3. Dělení vnějších a vnitřních faktorů. (Dupalová, Zaatar, 2015); (Krobot, Kolářová, 2011).

Pro opakovatelnost, ověřitelnost a kvalitu měření mají být vždy uvedeny základní informace o měření. Mezi ně se řadí informace o přístroji, který byl v rámci měření použit (typ, software využitý k analýze). Dále je nutné definovat velikost elektrod (doporučená velikost elektrod je maximálně do 10 mm) a jejich tvar (kulovité, obdélníkovité), vzdálenost mezi elektrodami (doporučuje se 20 mm). Elektroda by se měla přikládat do oblasti pomyslného středu svalového břicha a kůže pod ní by měla být upravena pro snížení kožního odporu. Maximální kožní odpor by neměl přesáhnout 10 k Ω (oholení ochlupení, ošetření alkoholovým prostředkem). Jak již bylo uvedeno, snímací plocha by měla být orientována detekčním povrchem kolmo ke svalovým vláknům. Nutné je též uvést lokalizaci referenční elektrody. V neposlední řadě by měla být přesně definovaná poloha, kterou měřená osoba zaujímá a prováděný pohyb. Pro každý testovaný pohyb či sval jsou definovány polohy, které jsou pro jeho testování nejvíce vhodné, též nastavení jednotlivých segmentů, podílejících se na pohybovém úkonu (rozsah pohybu, typ kontrakce, rychlost kontrakce). Popřípadě se dá definovat i další přístrojové vybavení, které bylo v rámci měření použito (Dupalová, Zaatar, 2015); (Krobot, Kolářová, 2011).

2. 2. 4 Vyhodnocení EMG

Surový SEMG záznam je nezpracovaný EMG signál, utvořený z interferenčních vzorců akčních potenciálů, tak jak byl snímán elektrodami. V záznamu by se neměly nacházet externí šумы a další artefakty, které je v rámci měření nutné minimalizovat řádným nastavením a správnou aplikací elektrod před vlastním měřením. Surový signál v sobě může obsahovat pohybové artefakty, v tomto případě se používá frekvenční filtrace s horní propustí 10–20 Hz, dále také filtr s dolní propustí o frekvenci 400–500 Hz. Dále pro zkvalitnění signálu můžeme použít síťový filtr o frekvenci 50 Hz (vhodný především pro filtraci EKG signálu u svalů v blízkosti srdce). Maximální rozložení

u SEMG je lokalizováno v oblasti 50-150 Hz. Frekvenční spektrum se liší sval od svalu. Následně je signál upraven rektifikací, kdy jsou záporné hodnoty převedeny do kladných, což umožňuje jednodušší práci s naměřenými hodnotami při výpočtech (například výpočet průměrné hodnoty amplitudy). K vyhlazení dat využíváme různé algoritmy, mezi ně patří například RMS (root mean square) nebo ARV (average rectified value –ARV). Je třeba vhodně zvolit velikost posuvného okna dle charakteru sledovaného pohybu. Pro porovnání jednotlivých hodnot je nutné provést normalizaci EMG záznamu jednoho svalu a porovnat tyto hodnoty při opakovaných měřeních mezi různými svaly a subjekty (Dupalová, Zaatar, 2015); (Krobot, Kolářová, 2011).

Smyslem normalizace je vztahování získaných hodnot k předem stanovené referenční hodnotě. Při analýze EMG signálu je nutné uvést délku trvání zpracovávaného signálu. Klidová svalová aktivita, tedy její hodnota a její nárůst o přesně definovanou hodnotu, lišící se dle různých autorů, nám slouží k analýze aktivace jednotlivých svalů (timing) (Dupalová, Zaatar, 2015); (Krobot, Kolářová, 2011).

Hodnocení získaných dat lze provádět z hlediska amplitudových parametrů. Můžeme sledovat, zda je sval aktivní či nikoliv, a jaká je míra jeho aktivity v porovnání s ostatními svaly či při různých příležitostech (více či méně aktivní). V časovém horizontu posuzujeme timing jednotlivých svalů. Z hlediska časového tedy porovnáváme získanou hodnotu zapojení jednotlivých svalů s normou čili hodnotou námi stanovenou, například porovnání timingu jednotlivých svalů před a po zátěži. Změna aktivace svalů v porovnání se stanovenou normou se dá interpretovat jako zpožděná, předčasná, prolongovaná, prolongovaná s předčasným nástupem, zkrácená, nebo s odlišným fázovým průběhem. Frekvenční parametry poukazují zejména na přítomnost svalové únavy (Dupalová, Zaatar, 2015).

2. 3 Využití izokinetické kontrakce v diagnostice a tréninku

Přístroje analyzující svalovou sílu v izokinetickém mechanismu a trénink při použití izokinetické kontrakce skýtá pro sval mnohé benefity. Tato metoda se hojně využívá díky svým vlastnostem v měření. Testování pomocí izokinetické dynamometrie je hojně je v odborných pracích často využíváno právě díky vysoké validitě a reliabilitě získaných výsledků. Podmínky měření a testování je jednoduše reprodukovatelné (Dimberger, Huber, Hoop, Kösters, Müller, 2013), (Brown, 2000).

Izokinetická dynamometrie je osazena specifickými součástmi tak, aby zajišťovala přesně definovanou úhlovou rychlost (telemetrickou jednotku kroutivého

momentu a například servomotorem ovládajícím krouživý moment). V průběhu kontrakce se mění pouze svalový tonus. Mezi parametry, které získáme při měření kontrakce patří krouživý moment a moment síly (Nm), úhlová rychlost ($^{\circ} \times s^{-1}$), rychlost lineárního pohybu ($m \times s^{-1}$), silový výkon (F), výkon (W) a práce (J) (Bernaciková, Novotný, Siriški, 2014); (Brown, 2000).

Mezi možnosti použití izokinetické dynamometrie patří například určení efektivity léčby, či konkrétního tréninkového programu. Dále nám tato metoda dává možnost získat informace o patologických stereotypch, či konkrétních stereotypch daného jedince. Využití této metody je v oblasti vyšetřování a specifické léčby osob s disabilitami, dále pro zjištění míry poruchy a charakterizování změn v organismu (Brown, 2000).

V rámci izokinetického tréninku se aktivita svalu pohybuje kolem maxima, které se projevuje v každém stupni rozsahu pohybu. Práce, kterou sval vykoná je v případě využití tohoto mechanismu vyšší nežli u klasického silového tréninku. Využití diagnostiky pomocí vybavení k tomuto účelu určeného, například ISOMED 2000, umožňuje sestavit tréninkový plán na míru sportovci a jeho schopnostem a nedostatům. Izokinetický trénink lze použít jak koncentrickém, tak excentrickém dále v plyometrickém režimu (Ratamess et al., 2016).

Dle studie, kterou provedl Ratamess a kolektiv s cílem zjistit efekt izokinetického tréninku, má izokinetický odporový trénink zaměřený na více kloubů efekt ve zvýšení dynamické svalové síly a výdrže trénovaných svalů (Brown, 2000).

Studie sestavená Habetsem a kolektivem porovnával rozdíl mezi hodnotami měření získanými při měření pomocí izokinetické dynamometrie, které byly naměřeny dvěma skupinami výzkumníků na shodných typech přístroje (Humac NORM isokinetic dynamometr). Autoři porovnávaly hodnoty z měření kolenního a ramenního kloubu v koncentrické a excentrické kontrakci o úhlových rychlostech $60^{\circ}/s$ a $180^{\circ}/s$. Autoři této studie uvádějí velkou míru reliability této metody jak pro měření na ramenním kloubu (0,74 – 0,89), tak i pro kolenní kloub (0,72 – 0,92). Autoři rovněž uvádějí změnu hodnot naměřených rámci re-testování a z toho vyvozují, že pro dokonalé provedení excentrické kontrakce je nutné lepší pochopení principu maximální excentrické kontrakce při měření pomocí izokinetické dynamometrie (Habets et al. 2018).

2. 4 Únava

Únava je stav, který vzniká v organismu při dlouhodobém působení stresoru. Z hlediska homeostázy organismu se jedná o stav, kdy dalším působením stresoru by v těle mohlo dojít k poškození či k nevratným změnám, kdy se v těle začnou hromadit škodlivé metabolity a tělo je za současného působení dalšího stresu nedokáže odbourávat. Ruku v ruce s kumulací metabolitů jde i vyčerpání energetických zdrojů, změny ve vodním hospodářství (ztráta tekutin, zvýšení osmolality krve), dále změny v hospodaření s ionty (hořčík, sodík, draslík) (Novotný, 2017).

Únava by se dala popsat jako fyziologický děj vznikající na základě dráždění receptorů nervové soustavy. Nervová centra (mozková kůra, podkorová centra autonomních funkcí, neuro-endokrinní systém) se snaží regulovat tělesné pochody a usilují o udržení a návrat homeostázy (Novotný, 2017).

2. 4. 1 Únava jako fyziologický děj

V rámci únavy dochází k zásadním změnám v organismu, které jak bylo výše zmíněno, nutí organismus reagovat přerušením další činnosti. Tyto děje by se daly shrnout do tří charakteristických zásadních změn. Vyčerpání energetických zdrojů, nahromadění vodíkových iontů a ně navazující změny ovlivňující nervovou soustavu (Kittnar, 2011).

Při zátěži dochází k vyčerpání energetických zdrojů, v první řadě dochází ke snížení obsahu ATP, který se ale udržuje na stabilní hodnotě. Dále dojde k vyčerpání kreatinfosfátu a glykogenu. Míra vyčerpání energetických zásob odpovídá intenzitě zátěže, nahromadění vodíkových iontů a tím vyvolanému zvýšenému oxidačnímu stresu. Na nervovou soustavu působí hlavně snížení pH, dehydratace a přehřívání organismu (Kittnar, 2011).

Trvání a intenzita zatížení je rozhodující v nástupu únavy. Navíc o nástupu únavy rozhoduje, kromě těchto dvou faktorů, navíc adaptabilita daného organismu čili jedince (Kittnar, 2011); (Novotný, 2017).

Únava má různý charakter, do značné míry je ovlivněn schopnostmi organismu, dále také trváním a intenzitou, tak jak bylo uvedeno výše. Může se tedy různě projevit. Rozeznáváme dva hlavní projevy únavy. Únavou se organismus chrání před poškozením. Pokud je tedy organismus dlouhodobě vystavován nadměrnému působení stresoru, bez respektování řádné regenerace, může dojít až ke vzniku chronické únavy,

kteřá přetrvává značně dlouhou dobu. Toto dělení souvisí do značné míry se zraněními pohybové soustavy (Kittnar, 2011); (Novotný, 2017).

Dále se únava specifikuje dle lokalizace na místní a celkovou. V rámci místní svalové únavy dochází k dráždění volných nervových zakončení a receptorů bolesti metabolity (laktát) jen v oblasti zatěžované. V případě celkové únavy jde o kaskádu reakcí vyvolaných jak objektivními změnami, tak i subjektivními pocity (Kittnar, 2011); (Novotný, 2017); (Rokyta, 2015).

2. 4. 1. 1 Fyziologická a patologická únava

Z hlediska působení na organismus dělíme únavu na fyziologickou, která probíhá bez pocitů velmi nepříjemné únavy a vyčerpání a bez poruch funkcí a poškození orgánů, a únavu patologickou spojenou hlavně s poruchami funkcí nebo poškozením orgánů (Novotný, 2017).

Fyziologická únava je stav, který chrání tělo, a z hlediska tréninkového a výkonnostního má velmi důležitou funkci, a to právě ve schopnosti organismu se na ni adaptovat a tímto mechanismem tak zvyšovat schopnost reagovat na zátěž. Vlivem adaptace na únavu se zvyšuje trénovanost organismu (Novotný, 2017); (Kittnar, 2011).

Patologická únava je zdraví ohrožující stav vyvolaný vyčerpáním rezerv organismu a nadměrným množstvím metabolitů, které mohou dále poškozovat organismus. Vyčerpání glykogenu a dalších energetických substrátů povede k celkové podrážděnosti a nespavosti (bolesti hlavy, nauzea), může se objevit zhoršená koordinace (třes rukou, prstů), mohou se objevit křeče z nedostatku minerálů. Dále i proteinurie a dechové problémy (mělké a ztížené dýchání). V rámci patologické únavy může dojít až k selhání krevního oběhu či srdeční zástavě (Máček, Vávra, 1998); (Novotný, 2017).

V rámci nadměrné pracovní či sportovní zátěže může dojít k přetrénování. Jedná se o patologický stav, kdy na organismus dlouhodobě působila nadměrná zátěž, kterou adaptační mechanismy nedokázaly dlouhodobě zvládat. Tento stav je dlouhodobou komplikací zdravotního stavu sportovce a léčba spočívá v odstranění příčin, tlumení komplikací a nežádoucích škodlivých příznaků (Novotný, 2017).

V rámci přetrénování se objevují typické průvodní znaky. Mezi ně patří ze souboru duševních příznaků například únava, podrážděnost, porucha spánku, porucha příjmu potravy (nechutenství, nauzea), porucha soustředění a motivace. V rámci

tělesných příznaků se dá zmínit například nervově-vegetativní dysbalance, nestabilita, střevní potíže, zvýšení klidové srdeční frekvence, pocení, bolesti hlavy, dlouhodobé svalové bolesti, časté onemocnění a potíže pohybového aparátu. Obecně by se daly tyto příznaky shrnout do několika bodů: větší únavnost a snížení výkonnosti v rámci pohybové aktivity, bolesti hlavy, vegetativní příznaky (pocení, palpitace). Diagnostika tohoto stavu je komplikovaná, uvažuje se o možnosti diagnostiky pomocí EKG či krevních testů (Novotný, 2017).

2. 4. 2 Únava z pohledu stárnutí

Stárnutí organismu je spojené s určitými změnami. Dochází ke snižování fyzických schopností, klesá schopnost reagovat na environmentální stres. Klesá produkce inzulínu. Dochází ke svalové atrofii a řídnutí kostí. Imunitní systém ztrácí schopnost přirozeně ochraňovat organismus. Klesá schopnost ledvin filtrovat z těla nebezpečné látky. Slábne srdce a cévní systém. V rámci stárnutí se zvyšuje hladina parathormonu produkovaného příštítnými tělísky, proto dochází k řídnutí kostí (Troen, 2003).

Díky všem těmto pochodům dochází ke snížení výkonnosti a schopnosti organismu reagovat na zátěž a bránit se únavě. Díky snížení srdeční funkce tělo nedokáže přečerpávat tolik krve a dopravit jak dostatek kyslíku do svalů, tak zároveň odvést metabolity. Tudíž se snižuje zátěžová kapacita organismu, snižuje se aerobní kapacita. Dále v rámci stárnutí dochází k úbytku motorických jednotek svalu a některých typů svalových vláken. V rámci stárnutí organismu dochází ke snížení stability kolenního kloubu, a to hlavně z důvodů snížení svalové síly a zvýšení reakční doby. Tento stav vede ke zvýšení koaktivační aktivity flexorů a extenzorů kolenního kloubu (Hodder et al., 2014); (Troen, 2003); (Novotný, 2017).

2. 4. 3 Sportovní výkon a únava

Únava má značný dopad na fungování jednotlivých dějů v organismu, především na kvalitu pohybu a jeho vnímání. Únava v rámci pohybové soustavy mění vnímání pohybu (propriocepci), dále mění rychlost reakce a svalovou sílu. Díky těmto změnám dochází ke změně pohybových vzorů a rozdílné distribuci svalové síly, což může mít za následek zranění. Zatížení více svalových skupin způsobí změnu v koordinaci, rozsahu pohybových schopností a rychlosti reakce, v porovnání s únavou místní, která ovlivní jen některé svaly a nezatíží organismus jako celek. Svalová únava je proces, který omezuje pohyb těla v prevenci poškození, zároveň ale v rámci adaptačních mechanismů si tělo

hledá jinou cestu, pokud se například jedná o únavu v oblasti proximálních svalů, například oblast lokte, sníží se hybnost lokte a zvýší se zapojení ramene do pohybové činnosti tak, aby nahradila chybějící pohybový rozsah (Cowley, Gates, 2016).

Svalová únava ovlivňuje výkonnost a schopnost podávat maximální možné výsledky. U basketbalistů byla sledována a porovnáována výška výskoku před hrou, v průběhu hry (v první půli a v druhé půli) a po skončení hry, jako ukazatele svalové únavy. Významná změna byla patrná při porovnání výšky výskoku před hrou a v průběhu hry i na konci hry. Patrný rozdíl byl objeven při porovnání výskoku v první půli a v druhé půli hry, kdy byl patrný vliv únavy na podaný výkon. Studie zkoumající efekt únavy uvádí, že zásoby creatinfosfátu se obnovují už do dvou minut po zátěži, proto kvalita měření po zátěži závisí na okamžitém provedení měření. V případě časového odstupu většího než dvě minuty, můžeme sledovat schopnost adaptace na zátěž a regenerace energetických zásob (Scanlan, et al., 2016).

Opakovaná svalová kontrakce způsobuje svalovou únavu a jako taková může vyvolat snížení síly svalové kontrakce a zvýšení rizika úrazu. Svaly dolních končetin při udržování postury a při výkonu potřebují precizní zpětnou vazbu a dokonalou souhru jednotlivých svalů. S probíhající zátěží se zvyšuje kolísání těžiště v předozadním směru, tedy v sagitální rovině. CNS při únavě extensorů závisí méně na informaci z nich vzhledem ke snížení propiocepce, tedy i zpětnou vazbu zajišťují ostatní svaly dolní končetiny. V rámci svalové únavy se snižuje schopnost kontroly svalové kontrakce. Schopnost dosáhnout stejného výsledku svalové síly bez zevní zpětné vazby byla při únavě pro testované probandy významně snižena (Kiyama, et al., 2014).

Únava svalů stabilizujících kolenní kloub ovlivňuje jeho biomechanické vlastnosti v průběhu sportovní zátěže negativním způsobem. Zvyšuje se namáhání předního zkříženého vazy, z důvodů sníženého rozsahu pohybu ve flexorech kyčelního a kolenního kloubu a zvýšení valgotizace kolene a zvýšení střížných sil v dopředném směru. Snižuje se schopnost kolene reagovat na složité pohybové nároky při různých úkonech (dopad na jednu dolní končetinu, brždění). Jak při lokální, tak při celkové únavě dochází k narušení pohybových vzorů a zvyšuje se riziko poranění předního zkříženého vazy a měkkého kolene. Toto riziko roste s trváním a intenzitou zatížení. Spojení svalové únavy s úkoly zahrnujícími rozhodování vede také ke zvýšení rizika úrazu. V rámci centrální únavy a rozhodování se mění biomechanické parametry v oblasti dolní

končetiny značně. Například dojde ke zvýšení vnitřní rotace a v reakci na to i abdukci kolena při dopadu, což opět zvyšuje riziko zranění (Cortes, 2014).

2. 5 Regenerace

Regenerace je komplexní proces, který nastává po zátěži. Má přesah do oblastí sociální, dotýká se také psychických procesů. Hlavní je proces fyziologický. Jedná se o schopnost obnovit reverzibilní změny, které nastaly působením stresorů a obnovení funkční schopností organismu a jednotlivých orgánových soustav. Jedná se o velmi důležitou složku prevence zranění organismu. Je stejně důležitá jako pravidelná pohybová aktivita (Novotný, 2017).

Mnoho autorů uvádí, že nutnost regenerace je pouze u profesionálních sportovců, každé pracovní odvětví má své nároky, a i zde řádná regenerace a její pochopení má své místo. Regenerace je přirozený děj, který kromě dostatku času nevyžaduje žádné jiné zásahy. Přesto jsou k dispozici metody, které regeneraci zefektivňují a urychlují (Nováková et al., 2012); (Novotný, 2017).

První metodou usnadňující regenerační proces je masáž (klasická, sportovní). Ovlivňuje procesy biomechanické, fyziologické, neurologické a psychologické aspekty, které se nedají oddělit ve svém působení na regenerační proces. Dále se mezi efektivní metody řadí strečink. Jedním z cílů strečinku je upravit svalové napětí, obnovit tělesnou rovnováhu a dosáhnout dokonalejší fyzické kondice a zlepšení zdravotního stavu. Zlepšuje se elasticita svalových vláken a napětí svalu se snižuje. Dále se dá využít forma lokální kryoterapie, využití lokální kryoterapie snižuje nocicepci ze svalu tím, že ochlazuje sval. Aplikace chladu způsobuje vazokonstrikci, snižuje zánětlivou reakci ve svalu a snižuje reflexními mechanismy vyvolaný spasmus. Další možností volby je aplikace suché jehly, která se zapíchne do oblasti, ve které se nachází trigger point. Vhodné vzhledem k urychlení regeneračních procesů je užití saunování či mobilizace. Každá z těchto metod je efektivní, každá má též své určení. Nejlépe v případě trigger pointu ve svalu fungovala suchá jehla. Mezi efektivní metody se řadí sauna a kryoterapie, které měly nejlepší výsledky (Nováková et al., 2012).

2. 6 Kolenní kloub

Articulatio genus je složený kloub, ve kterém se stýkají tři kosti (femur, patella, tibia). Tento kloub v sobě obsahuje menisky, proto se jedná o složený kloub. Díky množství struktur, které obsahuje, se jedná o jeden z nejsložitějších kloubů v lidském těle. Tento kloub a jeho stabilitu zajišťují jak statické, tak dynamické fixátory. Jedná se o kloub

s jedním stupněm volnosti a pohyb v něm probíhá v sagitální rovině. Přestože pohyb v kolenním kloubu probíhá pouze v jedné rovině, tento kloub musí mít ještě jeden přídatný stupeň volnosti tak, aby k pohybu mohlo dojít jak v otevřeném, tak v uzavřeném kinematickém řetězci. Jedná se o rotaci v ose bérce a objevuje se při flexi v kolenní (Kapandji, 1993); (Čihák, 2008).

Rozlišujeme tedy flexi, extenzi a rotační pohyb v ose bérce. Kolenní kloub je nejstabilnější v poloze při extenzi, ve flexi je kolenní kloub vysoce zranitelný. Jak bylo výše zmíněno, kolenní kloub je tvořen statickými a dynamickými fixátory (Kapandji, 1993); (Čihák, 2008).

2. 6. 1 Statické stabilizátory

Mezi statické stabilizátory se řadí tvar kondylu femuru, menisky kolenního kloubu, ligamentózní aparát kolene, burzy a šlachy jednotlivých svalů přecházejících přes kolenní kloub, či jiným způsobem jej stabilizujících. Ligamentózní aparát kolenního kloubu tvoří ligamentum, dále jen lig. patellae, lig. collaterale tibiale et fibulare, lig. popliteum obliquum et arcuatum, které tvoří zevní vazivový aparát kolenního kloubu. Dále má kolenní kloub vnitřní ligamenta, mezi ně patří lig. cruciatum anterius et posterius a ligamentum transversum genus (Kapandji, 1993); (Čihák, 2008).

V odstavci výše byly zmíněny základní struktury kolenního kloubu s přihlédnutím k relevanci spojené s úrazy kolenního kloubu, funkcí a statickou stabilizací. Styčné plochy na tibií jsou ploché a femur se vždy dotýká jen jejich části, proto se nachází v kolenním kloubu již výše zmíněné menisky, které vyrovnávají inkongruenci kloubních ploch femuru a tibie. Jedná se o vazivové lamely, které jsou rozdílně fixovány v kolenním kloubu. Charakter fixace souvisí s častějším poškozením mediálního menisku, který je více fixován (střední část k přednímu zkříženému vazí) a tedy méně pohyblivý. Laterální meniskus je volnější a více pohyblivý, proto je poškozen v méně případech. Lig. collaterale tibiale je podstatným stabilizačním mechanismem v extenzi kolene, kdy je plně napnuto. Lig. collaterale tibiale et fibulare dohromady brání stranovému posunu kloubních ploch a jejich dislokaci, ale hlavně brání nadměrné valgizaci a varizaci. Zásadním z hlediska poškození a stabilizace kolenního kloubu je lig. cruciatum anterius. Úloha tohoto vazí je stabilizační, ale hlavně proprioceptivní (Kapandji, 1993); (Čihák, 2008).

2. 6. 2 Dynamické stabilizátory kolene

Mezi dynamické stabilizátory patří svaly obklopující kolenní kloub. Principem funkce dynamických stabilizátorů je jejich neuromotorická kontrola a systém zpětné vazby získávané ze všech mechanoreceptorů v okolí kolenního kloubu. Typicky se u pacientů s jakýmkoli poraněním měkkého kolene vyskytují tyto příznaky či lépe řečeno nálezy. Patří mezi ně porucha propriocepce a na ni navazující porucha koordinace. Zpomalení reakčních časů společně s pomalejším dosažením optimálního momentu síly vede k nesprávné aktivaci jednotlivých svalových mechanismů zajišťujících správné nastavení a vyvážení poměrů sil působících na kolenní kloub při pohybu. Porucha těchto funkcí se nenachází jen na poškozené straně, ale i na zdravé straně (Kapandji, 1993); (Wojtys, Huston, 2000).

Dynamická stabilita kolenního kloubu se nedá plně oddělit od stability statické, neboť jednotlivé prvky tohoto systému na sobě závisí a jejich nastavení ovlivňuje zapojení ostatních stabilizačních prvků. Základním stabilizačním mechanismem v dopředném pohybu kolenního kloubu je aktivace hamstringů v kooperaci s ostatními svaly kolenního kloubu ve správném pořadí (1. hamstringy, 2. musculi vasti, 3. musculi gastrocnemii). Právě aktivita hamstringů brání a snižuje dopřednou translaci tibie. Správný poměr aktivity hamstringů a ostatních svalů činí z hamstringů agonisty ligamentum cruciatum anterius. Nejen aktivita mezi antagonisty a synergisty pohybu, ale i vzájemná aktivita mezi jednotlivými hamstringy je podstatnou součástí stabilizace kolenního kloubu. Při nadměrné aktivitě laterální části hamstringů (musculus biceps femoris) dochází k destabilizaci kolenního kloubu ve směru vnitřní rotace femuru vůči tibii. Dále je nutné dokonalé vyvážení aktivity musculus vastus lateralis et medialis. Právě dokonalá a vyvážená koaktivace musculus vastus medialis je nutná pro správné zapojení musculi gastrocnemii, které vtahují kondyly femuru do jejich kloubních jamek a táhnou tibii dorzálně (Mayer, Smékal, 2004); (Wojtys, Huston, 2000).

2. 7 Poranění kolenního kloubu a faktory s ním spojené v literatuře

Vzhledem ke komplikovanosti stavby a funkce kolenního kloubu se zde snoubí i velké množství poranění, které jeho funkci provázejí. Hlavní komponentou, které hrozí při různých pohybových aktivitách poranění, je přední zkřížený vaz. Vztahy dynamických stabilizátorů a jejich souhra jsou jedním z mnoha faktorů hrajících roli v jeho poškození. Především aktivace hamstringů a jejich reakční doba je významným faktorem při porušení předního zkříženého vazy, dále jen LCA. Delší doba trvání aktivace

hamstringů vede ke snížení schopnosti dokonalé aktivace ostatních dynamických stabilizátorů při stabilizaci kolene proti zevním silám vznikajícím při sportu a zvyšuje tak riziko ruptury LCA (De Ste Croix et al., 2015); (Mayer, Smékal, 2004); (Wojtys, Huston, 2000).

Elektromechanické zpoždění je čas mezi počátkem svalové aktivity a počátkem působení svalové síly. Hodnota elektromechanického zpoždění se liší od 30 milisekund do několika stovek milisekund a dle posledních informací se neliší mezi jednotlivými pohlavími. Lišit se může mezi muži v závislosti na věku, kdy u chlapců v pubertě je tato hodnota nižší. U žen byl tento efekt zkoumán v rámci studie, kterou sestavil De Ste Croix a jeho kolektiv. Elektromechanické zpoždění se liší mezi věkovými kategoriemi, stejně jako v případě mladších a starších mužů, kdy dívky ve věkové kategorii U13 měly v porovnání s věkovými kategoriemi U15 a U17 trvání tohoto času delší. Neuromuskulární únava je spojena s vyšším rizikem poškození LCA. V případě neuromuskulární únavy se hodnota elektromechanického zpoždění zvyšuje (De Ste Croix et al., 2015).

Únava je zásadním činitelem v rámci poranění předního zkříženého vazů. Studie zabývající se změnou svalového výkonu před a po zátěži a změnou stability poukazují na značný vliv svalové únavy na výkon podaný po zátěži. Svalová únava má značný destabilizující efekt a výkon, který svaly vykonají je podstatně nižší (Hassanlouei et al., 2012).

S rizikem poranění LCA a bolestí femoropatelního kloubu přímo souvisí oslabení stabilizátorů pánve a kyčle. Hlavně výrazný pohyb pánve ve frontální a transverzální rovině, který je výraznější u žen, zvyšuje riziko poranění a bolesti v těchto strukturách. Cvičení v plyometrickém režimu zaměřené na zvýšení stability pánve přináší pozitivní účinky na snížení valgizace dolních končetin a redukci dopadových sil při pohybu. Poranění LCA nekontaktního charakteru často vzniká jako výsledek valgizace, lehké flexe a zevní rotace v tibii, při dolní končetině položené na zemi, či dopadající na zem při sportovních aktivitách. Jako takové je zranění či riziko poranění LCA spojeno právě s oslabenou schopností excentrické kontrakce zevních rotátorů a abduktorů pánve, které nejsou schopny zabránit výše zmíněnému dopadovému mechanismu (Needs, 2012).

Koaktivace hamstringů je významně provázaná s LCA. Výzkum, vytvořený Alkjærem, Simonsenem, Magnussonem, Dyhre-Poulsenem a Aagaardem s názvem

„Antagonist muscle moment is increased in ACL deficient subjects during maximal dynamic knee extension“ sledoval míru koaktivace hamstringů, které jsou v antagonistické roli vzhledem k LCA, probandů s deficitním LCA. V porovnání se srovnávacími skupinami, výzkum potvrdil zvýšení koaktivace hamstringů u probandů s deficitním LCA v poslední fázi extenze (Alkjær et al., 2012).

2. 8 Využití Poly EMG v analýze pohybového výkonu

Svalová únava je obtížně charakterizovatelný děj, neexistuje žádná veličina, která by ji přímo popisovala. Na svalovou únavu můžeme poukázat skrze změny, které se dějí ve svalech při svalové aktivitě v jejím průběhu. Svalová únava se dá charakterizovat na základě faktoru síly, existuje tzv. bod únavy, při kterém už svalová kontrakce v požadované intenzitě nemůže dále pokračovat. Toto pojetí detekce svalové únavy je značně nevýhodné s ohledem na detekci únavy ex post, tedy až se objeví (De Luca, 1997).

Dále se dá využít vlastností spektrální modifikace EMG signálu měřeného v průběhu vyvolané kontrakce. Únava se při tomto způsobu projeví jako změna charakteru signálu (změna tvaru zkreslení signálu). Díky tomuto způsobu, který nám umožní přesněji detekovat únavu svalů, můžeme sledovat charakteristické fyziologické a biomechanické změny spojené s únavou (De Luca, 1997).

Změnu vlastností svalů, spojených s maximální možnou kontrakcí popisovali autoři studie, zabývající se vlivem cvičení s použitím maximální excentrické kontrakce a jejím vlivem na poškození svalu. Hlavním ukazatelem sledovaným v této práci byla svalová síla vyprodukovaná po maximální zátěži. Jedním ze sledovaných ukazatelů byly změny na EMG. Autoři práce uvádějí, že došlo k výraznému snížení svalové síly při volní kontrakci vyprodukované svalem po maximální excentrické svalové kontrakci a došlo také k výraznému snížení aktivity svalu v průběhu následné svalové kontrakce. Dle autorů výrazné snížení síly po maximálním výkonu nasvědčuje vzniku únavy a svalového poškození po excentrickém cvičení. Poškození svalu bylo potvrzeno na základě zvýšeného výskytu enzymů v krvi spojených s poškozením svalu. Změny v EMG záznamu poukazují na vznik svalové únavy a poškození svalu (Skurvydas, 2017).

Studie sestavená Aagardem a kolektivem nesoucí název „Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension“ se zabývala koaktivací jednotlivých svalů pracujících vůči sobě v antagonistické roli v okolí

kolenního kloubu v průběhu koncentrické a excentrické kontrakce v izokinetickém režimu o úhlové rychlosti 60, 120 a 180°/s a k získávání dat využívala povrchovou EMG. Aagard a kolektiv na základě výsledků své studie uvádějí významnější podíl koaktivace antagonistů. Dle výše zmíněného kolektivu autorů je míra koaktivace antagonistů závislá na úhlové rychlosti vykonávaného pohybu (Aagard et al., 2000).

Povrchová EMG je metodou, jejíž využití do značné míry zasahuje i do prevence poranění. Bolest je průvodním znakem jakéhokoliv patologie probíhající na skeletu. Působením bolesti dochází ke vzniku změn v aktivaci jednotlivých svalových skupin. Mění se tedy timing nástupu jednotlivých svalových kontrakcí v průběhu pohybu. V případě lumbaga dochází ke změně aktivace musculus transversus abdominis (zpomalení aktivace) a paravertebrálních svalů. Mění se koaktivace jednotlivých svalových skupin mezi sebou, ale je patrná i svalové dysbalance právě v paravertebrálních svalech. Změny rozložení timingu svalů kolene v případě vzniku femoropatelního syndromu mají nejvýznamnější charakter v souhře musculus vastus medialis a musculus vastus lateralis. Na základě analýzy EMG záznamu se nám dostává validních informací, které je možno využít v prevenci poranění, nebo charakteristiky průběhu dalšího patologického stavu. Jednotlivé studie poukazují na změny timingu a jeho významný dopad na průběh a prevenci vzniku úrazu (Massó et al., 2010).

Koaktivace jednotlivých svalů, přesněji řečeno souběžná aktivita antagonistických a agonistických svalových skupin je významnou hodnotou, o níž nám povrchová EMG pomůže získat validní informace. Významná složka ve vztahu k poranění měkkého kolene a únavy je právě změna koaktivace (Massó et al., 2010).

Svalová únava jako taková je spojená s poklesem výkonosti, ač dochází k náboru více motorických jednotek, tento jev je spojen se změnami v amplitudě signálu ve smyslu tendence nárůstu její hodnoty. Tělo rekrutuje více motorických jednotek, což se v případě repetitivních kontrakcí u svalového výkonu v rámci cvičení projeví právě zvýšením amplitudy, tělo nemá dostatek času na krátkodobé regenerační procesy (Raba, 2015).

Vliv neuromuskulární únavy na svalovou aktivitu po zátěži zkoumala studie využívající k měření stejné přístrojové vybavení, jako bylo použito v této diplomové práci. Timmins a kolektiv (2014) analyzovali pomocí povrchové EMG a izokinetické dynamometrie efekt únavy na svalový výkon. Vzorek probandů této studie byl sestaven z rekreačních sportovců, kteří byli testováni před a po zátěžovém protokolu. Autoři

testovali maximální koncentrickou a excentrickou svalovou kontrakci ve flexorových a extenzorových skupinách svalů kolene při úhlové rychlosti 180°/s. Zátěžový protokol byl sestaven takovým způsobem, aby co nejvíce dokázal napodobit sportovní utkání typu basketbal, fotbal či rugby. Po zátěži došlo ke snížení svalové síly flexorů kolenního kloubu při koncentrické formě pohybu. Při excentrickém pohybu se projevilo snížení svalové síly o 10% více, než-li při koncentrické formě pohybu. Dle Timminse a kolektivu je tato tendence zodpovědná za vyšší výskytu poranění svalů spojených s únavou v případech výše zmíněných sportů, jejichž součástí je i excentrický mechanismus pohybu (Timmins et al., 2014).

Studie s názvem „Effect of heavy isokinetic intermittent exercise on acute neuromuscular fatigue in knee extensors“ si kladla za cíl zhodnotit svalovou únavu v musculus quadriceps femoris po maximální možné kontrakci a charakter změn v EMG signálu tohoto svalu po proběhnutí silového tréninku izokinetické kontrakce. Jako dílčí cíl si autoři studie stanovili zhodnotit, zdali je svalová únava závislá na rychlosti pohybu. Jako účastníci studie byli zvoleni sportovci zabývající se judem na profesionální úrovni. Jako zátěžový protokol zvolili autoři studie cvičení koncentrické extenze o úhlové rychlosti 120°/s v izokinetickém režimu pohybu sestávající se vždy z deseti opakování v pěti sériích s tří minutovou pauzou mezi sériemi. Neuromuskulární únava byla analyzována na základě izokinetické extenze v úhlových rychlostech 60°/s, 120°/s a 180°/s, při nichž byl snímán EMG signál ze všech součástí musculus quadriceps femoris (musculus vastus medialis, musculus vastus lateralis a musculus recust femoris). Autoři potvrdili závislost neuromuskulární únavy na úhlové rychlosti pohybu, kdy výskyt únavy se snižuje s rychlostí pohybu. Při úhlové rychlosti 60°/s v porovnání pokusu před zátěží a po zátěži se svalová síla snížila o 13%, při úhlové rychlosti 120°/s o 8% a při úhlové rychlosti 180°/s také o 8%. Autoři práce uvádějí, že došlo k zvýšení hodnoty amplitudy a poklesu frekvence. Dále také poukazují na snížení svalové síly spojené se zvýšením rychlosti koncentrické kontrakce jak v případě testování před, tak i po zátěži, které je dle autorů způsobené neoptimálním firingem, neboli časovou sumací velkých motorických jednotek a spolu s tím i neschopností aktivace všech motorických jednotek (Rebai et al., 2012).

2. 9 BSFP₂₈ – Specific basketball fatigue protocol

Jedná se o zátěžový protokol, který má co nejpřesněji simulovat basketbalové utkání při testování sportovců zabývajících se tímto sportovním odvětvím. Jeho autorem je Mgr. Hůlka. BSFP₂₈ je nastaven, aby simuloval změny, které se odehrávají v rámci basketbalového utkání, tedy plné zatížení (změny pohybů při běhu, dále také driblování v různých rychlostech) a aktivity nízké intenzity (prostor pro regeneraci). Jedná se o zátěžový. Zátěžový protokol se sestává stejně jako basketbalové utkání z tří částí. První a třetí část je následována dvou minutovou pauzou, po druhé části následuje patnácti minutová pauza. Každá zátěžová část je sestavena ze sedmnácti aktivit, mezi nimi jsou aktivity maximálního charakteru (sprinty), submaximálního charakteru (běh o rychlosti 3 – 5 m/s), aktivity charakteru nízké intenzity (jogging a chůze) a stání (15 s). Přesná podoba tohoto protokolu byla matematicky sestavena a počet zátěžových cyklů byl přesně vypočítán na základě dat získaných při analýze basketbalového utkání. Účastníci protokolu jsou instruováni, aby přesně dodržely danou intenzitu pro různé aktivity (maximální intenzitu do 6,5 sekundy, submaximální 6,5 do 10 sekundy průběhu a nízkou aktivitu od 10,5 do 28 sekund průběhu aktivity), změny aktivity v rámci částí protokolu určuje měřitel pomocí hvizdu píšťalky. Samotné aktivity obsahují sprinty, běh, chůzi se změnami směru pohybu dle daného schématu (Schéma 1.). Dle závěrů studie sestavených Hůlkou a kolektivem se jedná o zátěžový protokol s vysokou hodnotou validity, reliability a shodou výsledků při opakování měření (Hůlka et al., 2017).

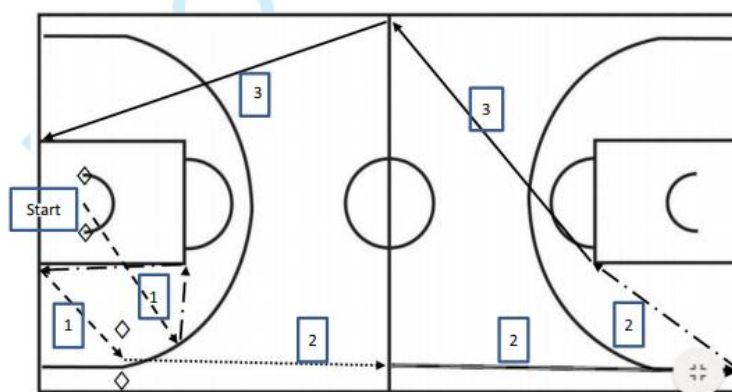


Schéma 1. Schéma zátěžového protokolu BSFP₂₈ (Hůlka et al., 2017)

Legenda:  sprint,  poklus,  běh,  chůze pozadu,  chůze

1 – aktivity maximálního charakteru zátěže

2 – aktivita submaximálního charakteru zátěže

3 – aktivita nízkého charakteru zátěže

3 Praktická část

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem diplomové práce je zhodnocení svalové aktivity vybraných svalů na dominantní dolní končetině měřením jejich aktivity pomocí povrchové EMG při koncentrických a excentrických kontrakcích v isokinetickém režimu před a po zátěžovém protokolu v žákovské kategorii na konci sezóny a porovnání s výsledky naměřenými na začátku sezóny.

3.2 Dílčí cíle

Zhodnocení ukazatele mean amplitude a mean frequency při koncentrických a excentrických svalových kontrakcích v isokinetickém mechanismu pohybu před a po zátěžovém protokolu v žákovské kategorii na konci sezóny a porovnání s výsledky naměřenými na začátku sezóny.

3.3 Hypotézy diplomové práce

H1 Svalová aktivita se dle ukazatele mean frequency získaném na konci sezóny při měření před a po zátěžovém protokolu při koncentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

H2 Svalová aktivita se dle ukazatele mean frequency získaném na konci sezóny při měření před a po zátěžovém protokolu při excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

H3 Svalová aktivita se dle ukazatele mean amplitude získaném na konci sezóny při měření před a po zátěžovém protokolu při koncentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

H4 Svalová aktivita se dle ukazatele mean amplitude získaném na konci sezóny při měření před a po zátěžovém protokolu při excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

H5 Svalová aktivita se dle ukazatele mean frequency před sezónou a na jejím konci během koncentrické kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

H6 Svalová aktivita se dle ukazatele mean frequency před sezónou a na jejím konci během excentrické kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

H7 Svalová aktivita se dle ukazatele mean amplitude před sezónou a na jejím konci během koncentrické kontrakce při úhlové rychlosti $60^{\circ}/s$ a $180^{\circ}/s$ liší.

H8 Svalová aktivita se dle ukazatele mean amplitude před sezónou a na jejím konci během excentrické kontrakce při úhlové rychlosti $60^{\circ}/s$ a $180^{\circ}/s$ liší.

4 Metodika

4. 1 Charakteristika měřeného souboru

Testovaný soubor tvořilo 15 hráčů (mužů) basketbalu v kategoriích U17 a U19 hrajících druhou národní ligu v sezóně 2015/2016. Věk testovaných sportovců se pohyboval pro kategorii U17 mezi 15 a 16 lety, věkový průměr činil 15,5 a pro kategorii U 19 mezi 17 a 18, průměr tedy činil 17,5. Dva probandi z tohoto vzorku byli vyloučeni z důvodu chyby v procesu zpracování dat přístrojem NORAXON MyoSystem 1400A a neúplnosti souboru dat. Výzkum je součástí projektu s názvem Únava a riziko zranění kolene u sportující mládeže pod vedením Doc. PaedDr. Michala Lehnerta, Dr. Tento projekt byl jako celek schválen etickou komisí FTK UP a jako jeho součást se vyjádření komise vztahuje i na tuto diplomovou práci. Originál vyjádření je k nahlédnutí u hlavního řešitele.

Před měřením se všichni účastníci seznámili s průběhem a obsahem testování. Dále dodali informovaný souhlas podepsaný zákonnými zástupci. Účast probandů ve výzkumu byla zcela dobrovolná a výsledky byly použity pouze pro výzkumné účely.

Měření probíhalo v září a říjnu 2016 v prostorách Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

4. 2 Příprava před měřením

4. 2. 1 Technické parametry měření

Měření izokinetické kontrakce proběhlo na přístroji IsoMed 2000. Svalová aktivita byla zaznamenávána pomocí elektromyografu NORAXON MyoSystem 1400A. Ke zpracování surového EMG signálu byl použit program MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Pro snímání signálu byly použity samolepicí jednorázové povrchové elektrody oválného tvaru, typ Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem o průměru 24 mm. Signál byl snímán sedmi svody s 1000Hz frekvencí, odpor přístroje činil více než 10MΩ.

4. 2. 2 Uložení elektrod

Na měření dorazili probandi sportovně oblečení. Oblečení mělo umožňovat co nejjednodušší přístup k svalům na jejichž povrch budou nalepovány elektrody. Před začátkem měření podstoupili probandi rozcvičku skládající se z 6 minut šlapání na bicyklovém ergometru. Po této přípravě byly nanесeny elektrody a napojeny na EMG.

Poté byl proband usazen do přístroje ISOMED 2000 (nastavení fixačních prvků). Před počátkem měření byla místa určená k nalepení elektrod řádně upravena, dle správného postupu. Elektrody byly lepeny do středu svalového břicha detekčním místem kolmo k svalovým vláknům, mezi elektrodami byl centimetrový rozstup. Referenční elektroda byla uložena do oblasti tuberositas tibiae. Vzhledem k pocení vyvolanému zátěžovým protokolem byly vzhledem ke kvalitě měření odstraněny použité elektrody. Místa, na kterých se nacházely elektrody, byla dobře patrná otiskem elektrody. Následně byla tato místa znovu řádně ošetřena a byly na ně nanесeny nové elektrody do stejných míst. Svalová aktivita byla měřena povrchovou EMG na svalech dolní končetiny. Data byla sbírána z musculus, dále jen m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m. gastrocnemius medialis, m. semitendinosus, m. rectus femoris. Měření aktivity m. tibialis anterior bylo nepotřebné a data se nedala použít, vzhledem k průběhu měření na přístroji ISOMED 2000, na němž v rámci vykonávání izokinetického pohybu byla první instrukce aktivní dorzální flexe. Proto data získaná z měření aktivity v m. tibialis anterior nebyla do souboru zahrnuta, i když byla měřena a zaznamenána.

4. 3 Průběh měření

Po usazení do přístroje ISOMED 2000 byla zkontrolována funkčnost jednotlivých kanálů EMG signálu. Před každým měřením byl proband seznámen s provedením pohybu v příslušné úhlové rychlosti na přístroji ISOMED 2000. Měření bylo prováděno ve dvou úhlových rychlostech 60°/s a 180°/s. Měřena byla koncentrická a excentrická flexe a koncentrická extenze kolenního kloubu. Všechny pokusy byly opakovány třikrát a vždy po třech pokusech byla 30 sekundová pauza. Probandi byli instruováni k provedení maximální volní kontrakce.

Po ukončení prvního měření absolvovali probandi pod odborným vedením zátěžový protokol BSFP₂₈, jež má simulovat zátěž v průběhu basketbalového utkání. Po zátěži následovalo druhé měření, jehož atributy a postup jsou společné s prvním měřením a jsou popsány výše.

4. 4 Analýza a statistické zpracování dat

Naměřená data byla zpracována v programu MyoResearch XP Master Version 1.03.05. a zanesena do excelových tabulek. Ze tří pokusů byl vždy zvolen ten druhý.

EMG záznam byl následně rozdělen na fázi klidovou a fázi svalové aktivity. Následně z nich byly získány hodnoty mean frequency a mean amplitude.

Získané hodnoty byly zaznamenány do excelových tabulek a následně z nich byla podílem klidové fáze a fáze aktivity získána hodnota normalizace. Hodnoty normalizace mean amplitude a mean frequency byly následně zpracovány v programu Statistica 12. Pro zjištění statistické významnosti byl použit T-test a Post-hoc testy.

4. 5 Statistické zpracování dat

Pro statistické testování byly využity T-test a post-hoc testy, pomocí nichž byla určena statistická významnost. Post-hoc testování, které porovnává rozdíl dvojic hodnot, aniž by pracovalo s předem stanoveným záměrem pro provedení analýzy rozptylu. Pro post hoc testování je zásadní nezávislost mezi úrovněmi faktoru, shoda rozptylů a v poslední řadě normalita, tedy normální rozdělení hodnot (Dubjaková, 2009).

LSD metoda využívá aplikace klasického t-testu na všechny možné páry středních hodnot skupin. Tato metoda je většinou využívána v případě zamítnutí nulové hypotézy analýzy rozptylu a pokud je nulová hypotéza nepravdivá. Tato metoda je méně přísná vzhledem k ostatním post-hoc metodám testování (Dubjaková, 2009).

Bonferroniho test opět využívá modifikace t-testu. V této metodě využíváme upravenou hladinu významnosti dvouvýběrového T-testu a porovnáváme všechny možné dvojice průměrů (Dubjaková, 2009).

Poslední z použitých testů post-hoc testování je Scheffeho test, který stejně jako předchozí testy využívá modifikace t-testu (Dubjaková, 2009).

5 Výsledky

5.1 Hypotéza 1

H1 Svalová aktivita se dle ukazatele mean frequency získaném na konci sezóny při měření před a po zátěžovém protokolu při koncentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s a 180°/ liší.

Flexe koncentrická		
Úhlová rychlost		p
60	RF 1 a RF2	0,000005
60	VM 1 a VM 2	0,000002
60	VL 1 a VL 2	0,000016
60	SMT 1 a SMT 2	0,000000
60	MG 1 a MG 2	0,000004
60	LG 1 a LG 2	0,000001
60	BF 1 a BF 2	0,000168

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 4. Hodnoty statistické významnosti mean frequency při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean frequency u jednotlivých svalů během koncentrické flexe o úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 4.).

Flexe koncentrická		
Úhlová rychlost		p
180	RF 1 a RF2	0,000049
180	VM 1 a VM 2	0,004186
180	VL 1 a VL 2	0,000151
180	SMT 1 a SMT 2	0,000000
180	MG 1 a MG 2	0,000216
180	LG 1 a LG 2	0,000077
180	BF 1 a BF 2	0,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 5. Hodnoty statistické významnosti mean frequency při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean frequency u jednotlivých svalů během koncentrické flexe o úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 5.).

Extenze koncentrická		
Úhlová rychlost		p
60	RF 1 a RF2	0,000000
60	VM 1 a VM 2	0,000000
60	VL 1 a VL 2	0,000001
60	SMT 1 a SMT 2	0,000005
60	MG 1 a MG 2	0,000000
60	LG 1 a LG 2	0,000000
60	BF 1 a BF 2	0,000003

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 6. Hodnoty statistické významnosti mean frequency při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean frequency u jednotlivých svalů během koncentrické extenze o úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 6.).

Extenze koncentrická		
Úhlová rychlost		p
180	RF 1 a RF2	0,000000
180	VM 1 a VM 2	0,000000
180	VL 1 a VL 2	0,000000
180	SMT 1 a SMT 2	0,000000
180	MG 1 a MG 2	0,000000
180	LG 1 a LG 2	0,000000
180	BF 1 a BF 2	0,000577

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 7. Hodnoty statistické významnosti mean frequency při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean frequency u jednotlivých svalů během koncentrické extenze o úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 7.).

První hypotéza H1 byla dle statistického zpracování dat potvrzena jak pro extenzi, tak i pro flexi při koncentrickém mechanismu pohybu.

5. 2 Hypotéza 2

H2 Svalová aktivita se dle ukazatele mean frequency získaném na konci sezóny při měření před a po zátěžovém protokolu při excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

Flexe excentrická		
Úhlová rychlost		p
60	RF 1 a RF2	0,000000
60	VM 1 a VM 2	0,000000
60	VL 1 a VL 2	0,000000
60	SMT 1 a SMT 2	0,000003
60	MG 1 a MG 2	0,000312
60	LG 1 a LG 2	0,000000
60	BF 1 a BF 2	0,000746

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 8. Hodnoty statistické významnosti mean frequency při excentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean frequency u jednotlivých svalů během excentrické flexe o úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 8.).

Flexe excentrická		
Úhlová rychlost		p
180	RF 1 a RF2	0,000001
180	VM 1 a VM 2	0,000001
180	VL 1 a VL 2	0,000029
180	SMT 1 a SMT 2	0,000002
180	MG 1 a MG 2	0,000000
180	LG 1 a LG 2	0,000000
180	BF 1 a BF 2	0,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 9. Hodnoty statistické významnosti mean frequency při excentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean frequency u jednotlivých svalů během excentrické flexe o úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 9.).

Druhá hypotéza H2 byla dle statistického zpracování potvrzena.

5.3 Hypotéza 3

H3 Svalová aktivita se dle ukazatele mean amplitude získaném na konci sezóny při měření před a po zátěžovém protokolu při koncentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

Flexe koncentrická		
Úhlová rychlost		p
60	RF 1 a RF2	0,005285
60	VM 1 a VM 2	0,000007
60	VL 1 a VL 2	0,000004
60	SMT 1 a SMT 2	0,000000
60	MG 1 a MG 2	0,000001
60	LG 1 a LG 2	0,000467
60	BF 1 a BF 2	0,000011

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 10. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean amplitude u jednotlivých svalů během koncentrické flexe o úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 10.).

Flexe koncentrická		
Úhlová rychlost		p
180	RF 1 a RF2	0,003293
180	VM 1 a VM 2	0,001109
180	VL 1 a VL 2	0,015749
180	SMT 1 a SMT 2	0,000000
180	MG 1 a MG 2	0,000002
180	LG 1 a LG 2	0,000519
180	BF 1 a BF 2	0,000034

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 11. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean amplitude u jednotlivých svalů během koncentrické flexe o úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 11.).

Extenze koncentrická		
Úhlová rychlost		p
60	RF 1 a RF2	0,002609
60	VM 1 a VM 2	0,000011
60	VL 1 a VL 2	0,000022
60	SMT 1 a SMT 2	0,00000
60	MG 1 a MG 2	0,000000
60	LG 1 a LG 2	0,00001
60	BF 1 a BF 2	0,000112

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 12. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean amplitudy u jednotlivých svalů během koncentrické extenze o úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 12.).

Extenze koncentrická		
Úhlová rychlost		p
180	RF 1 a RF2	0,000086
180	VM 1 a VM 2	0,000003
180	VL 1 a VL 2	0,000001
180	SMT 1 a SMT 2	0,000000
180	MG 1 a MG 2	0,000065
180	LG 1 a LG 2	0,000000
180	BF 1 a BF 2	0,000699

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 13. Hodnoty statistické významnosti mean amplitudy při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean amplitudy u jednotlivých svalů během koncentrické extenze o úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 13.).

Třetí hypotéza H3 byla dle statistického zpracování dat potvrzena jak pro extenzi, tak i pro flexi při koncentrickém mechanismu pohybu.

5. 4 Hypotéza 4

H4 Svalová aktivita se dle ukazatele mean amplitude získaném na konci sezóny při měření před a po zátěžovém protokolu při excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

Flexe excentrická		
Úhlová rychlost		p
60	RF 1 a RF2	0,000026
60	VM 1 a VM 2	0,000004
60	VL 1 a VL 2	0,000001
60	SMT 1 a SMT 2	0,000000
60	MG 1 a MG 2	0,000034
60	LG 1 a LG 2	0,000006
60	BF 1 a BF 2	0,000285

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 14. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean amplitude u jednotlivých svalů během excentrické flexe o úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 14.).

Flexe excentrická		
Úhlová rychlost		p
180	RF 1 a RF2	0,000284
180	VM 1 a VM 2	0,000000
180	VL 1 a VL 2	0,000000
180	SMT 1 a SMT 2	0,000011
180	MG 1 a MG 2	0,000397
180	LG 1 a LG 2	0,000000
180	BF 1 a BF 2	0,000023

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 15. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude při excentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity dle hodnoty mean amplitude u jednotlivých svalů během excentrické flexe o úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu při měření na konci sezóny dle t-testu byl prokázán statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) u všech svalů, které byly měřeny (Tabulka 15.).

Čtvrtá hypotéza H4 byla dle statistického zpracování potvrzena.

5. 5 Hypotéza 5

H5 Svalová aktivita se dle ukazatele mean frequency před sezónou a na jejím konci během koncentrické kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

Flexe koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 před X RF2 před	0,380117	0,851432	1,000000
60	VM1 před X VM2 před	0,692011	0,983582	1,000000
60	VL1 před X VL2 před	0,154367	0,554974	0,926199
60	SMT1 před X SMTpřed	0,623252	0,969483	1,000000
60	MG1 před X MG před	0,39086	0,859776	1,000000
60	LG1 před X LG1 před	0,88242	0,999109	1,000000
60	BF1 před X BF2 před	1,000000	0,993813	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 16. Hodnoty statistické významnosti mean frequency měřené na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu dle ukazatele mean frequency v rámci absolvování zátěžového protokolu před jeho započítáním a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s žádný ze statistických testů neprokázal statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) ve svalové aktivitě jednotlivých svalů (Tabulka 16.).

Flexe koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 po X RF2 po	0,496985	0,924516	1,000000
60	VM1 po X VM2 po	0,979372	0,999995	1,000000
60	VL1 po X VL2 po	0,449331	0,899108	1,000000
60	SMT1 po X SMT2 po	0,301278	0,777492	1,000000
60	MG1 po X MG2 po	0,186527	0,616388	1,000000
60	LG1 po X LG2 po	0,447698	0,898139	1,000000
60	BF1 po X BF2 po	0,124189	0,48821	0,745134

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 17. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s nebyla prokázána statistická významnost ($p \geq 0,05$) (Tabulka 17.).

Flexe koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 před X RF2 před	0,338924	0,815775	1,000000
180	VM1 před X VM2 před	0,824518	0,997024	1,000000
180	VL1 před X VL2 před	0,017586	0,122175	0,105516
180	SMT1 před X SMT před	0,316079	0,793248	1,000000
180	MG1 před X MG před	0,584648	0,958685	1,000000
180	LG1 před X LG1 před	0,777219	0,993874	1,000000
180	BF1 před X BF2 před	0,83778	0,997652	1,000000

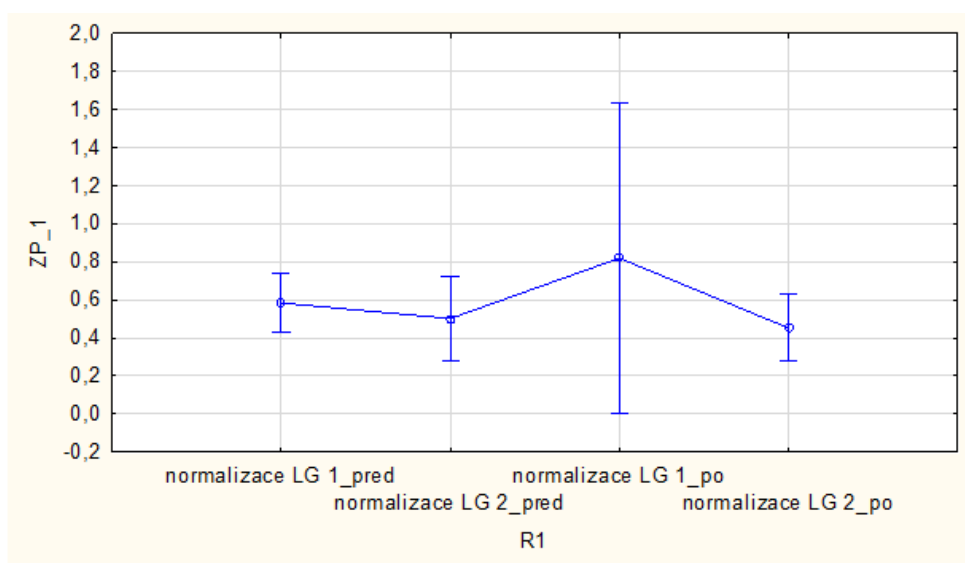
Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 18. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.



Legenda:

Normalizace LG 1 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus gastrocnemius lateralis na začátku sezóny před zátěžovým protokolem a po něm.

Normalizace LG 2 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus gastrocnemius lateralis po sezóně před zátěžovým protokolem a po něm.

Graf 1. Grafické znázornění statistického vyhodnocení svalové aktivity dle mean frequency na začátku a na konci sezóny před a po absolvováním zátěžového protokolu při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu před jeho započítím a porovnání výsledků získaných na začátku na začátku a na konci sezóny při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s statisticky významný výsledek byl prokázán v LSD testu u musculus vastus lateralis (0,017586) (Tabulka 18.); (Graf 1.).

Flexe koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 po X RF2 po	0,734232	0,989531	1,000000
180	VM1 po X VM2 po	0,168402	0,582889	1,000000
180	VL1 po X VL2 po	0,698617	0,984635	1,000000
180	SMT1 po X SMT2 po	0,177721	0,600453	1,000000
180	MG1 po X MG2 po	0,202029	0,642977	1,000000
180	LG1 po X LG2 po	0,206784	0,65078	1,000000
180	BF1 po X BF2 po	0,790018	0,994879	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 19. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s nebyla prokázána statistická významnost ($p \geq 0,05$) (Tabulka 19.).

Extenze koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 před X RF2 před	0,834544	0,997508	1,000000
60	VM1 před X VM2 před	0,81042	0,996241	1,000000
60	VL1 před X VL2 před	0,757954	0,992122	1,000000
60	SMT1 před X SMT2 před	0,062958	0,313905	0,37775
60	MG1 před X MG2 před	0,034727	0,205124	0,208363
60	LG1 před X LG2 před	0,003191	0,030202	0,019146
60	BF1 před X BF2 před	0,091784	0,403871	0,550701

Legenda:

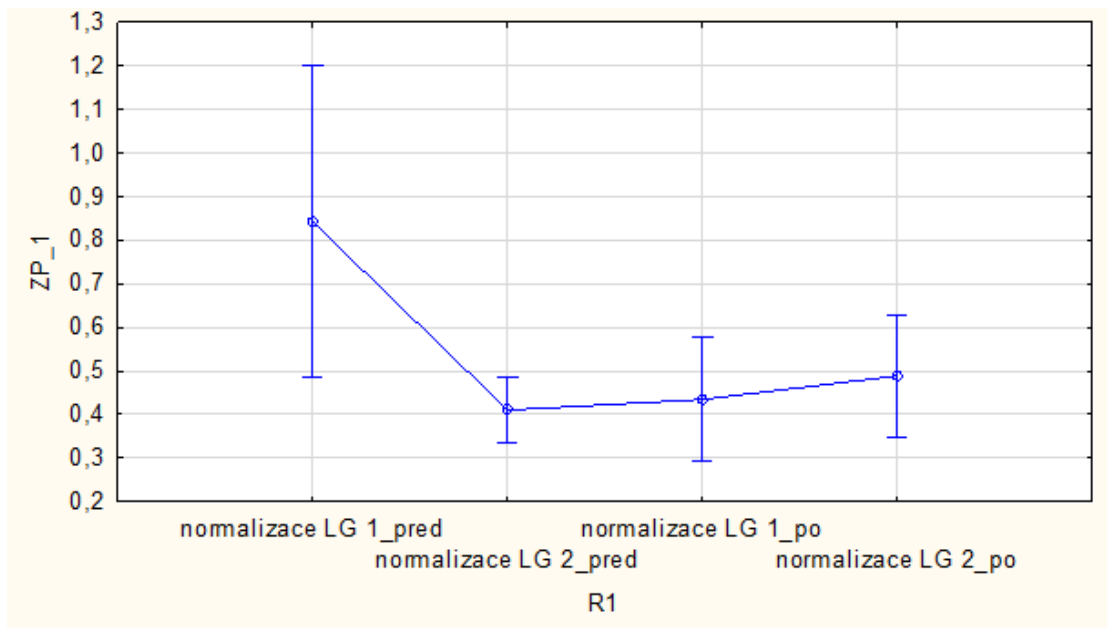
p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 20. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu před porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s byla prokázána statistická významnost u musculus gastrocnemius lateralis u všech tří statistických testů (LSD test = 0,003191, Scheffeho test = 0,030202, Bonferroniho test = 0,019146) a pro LSD test u musculus gastrocnemius medialis (0,034727) (Tabulka 20.); (Graf 2.).



Legenda:

Normalizace LG 1 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus gastrocnemius lateralis na začátku sezóny před zátěžovým protokolem a po něm.

Normalizace LG 2 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus gastrocnemius lateralis po sezóně před zátěžovým protokolem a po něm.

Graf 2. Grafické znázornění statistického vyhodnocení svalové aktivity dle mean frequency na začátku a na konci sezóny před a po absolvováním zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s pro musculus gastrocnemius lateralis.

Extenze koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 po X RF2 po	0,879637	0,999044	1,000000
60	VM1 po X VM2 po	0,158772	0,563934	0,952635
60	VL1 po X VL2 po	0,108888	0,450249	0,653330
60	SMT1 po X SMT2 po	0,849543	0,998129	1,000000
60	MG1 po X MG2 po	0,635756	0,972506	1,000000
60	LG1 po X LG2 po	0,694387	0,983966	1,000000
60	BF1 po X BF2 po	0,424126	0,883349	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 21. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s nebyla prokázána statistická významnost ($p \geq 0,05$) (Tabulka 21.)

Extenze koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 před X RF2 před	0,959028	0,999962	1,000000
180	VM1 před X VM2 před	0,806916	0,996027	1,000000
180	VL1 před X VL2 před	0,869947	0,998794	1,000000
180	SMT1 před X SMTpřed	0,348599	0,8247	1,000000
180	MG1 před X MG před	0,02593	0,16480	0,155583
180	LG1 před X LG1 před	0,144025	0,533195	0,86415
180	BF1 před X BF2 před	0,506979	0,92918	1,000000

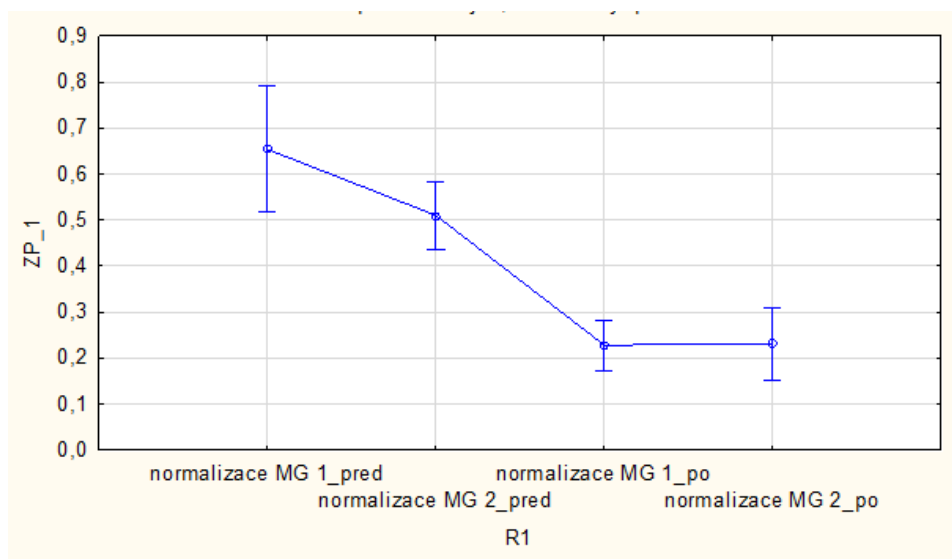
Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1 a 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly

Tabulka 21. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu před jeho započítím a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s byl statisticky významný výsledek prokázán v LSD testu u musculus gastrocnemius medialis (0,02593) (Tabulka 21.); (Graf 3.).



Legenda:

Normalizace LG 1 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus gastrocnemius lateralis na začátku sezóny před zátěžovým protokolem a po něm.

Normalizace LG 2 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus gastrocnemius lateralis po sezóně před zátěžovým protokolem a po něm.

Graf 3. Grafické znázornění statistického vyhodnocení svalové aktivity dle mean frequency na začátku a na konci sezóny před a po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s pro musculus gastrocnemius.

Extenze koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 po X RF2 po	0,332065	0,808653	1,000000
180	VM1 po X VM2 po	0,94439	0,999906	1,000000
180	VL1 po X VL2 po	0,140727	0,526018	0,844361
180	SMT1 po X SMT2 po	0,292562	0,767759	1,000000
180	MG1 po X MG2 po	0,967266	0,999981	1,000000
180	LG1 po X LG2 po	0,971255	0,999987	1,000000
180	BF1 po X BF2 po	0,753343	0,991657	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 22. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s nebyla prokázána statistická významnost ($p \geq 0,05$) (Tabulka 22.).

Pátá hypotéza H5 byla dle statistického zpracování dat potvrzena.

5. 6 Hypotéza 6

H6 Svalová aktivita se dle ukazatele mean frequency před sezónou a na jejím konci během excentrické kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

Flexe excentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 před X RF2 před	0,088482	0,39438	0,530894
60	VM1 před X VM2 před	0,032715	0,196245	0,196289
60	VL1 před X VL2 před	0,425536	0,884276	1,000000
60	SMT1 před X SMTpřed	0,96099	0,999968	1,000000
60	MG1 před X MG před	0,110905	0,455432	0,665432
60	LG1 před X LG1 před	0,059109	0,300501	0,354653
60	BF1 před X BF2 před	0,124839	0,489757	0,749035

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 23. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při excentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při excentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s byla prokázána statistická významnost při LSD testu u musculus vastus medialis (0,032715) (Tabulka 23.).

Flexe excentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 po X RF2 po	0,99075	1,000000	1,000000
60	VM1 po X VM2 po	0,331709	0,808886	1,000000
60	VL1 po X VL2 po	0,521011	0,935373	1,000000
60	SMT1 po X SMT2 po	0,373829	0,846373	1,000000
60	MG1 po X MG2 po	0,941399	0,99989	1,000000
60	LG1 po X LG2 po	0,556313	0,949218	1,000000
60	BF1 po X BF2 po	0,748789	0,99118	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 24. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při excentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s nebyla prokázána statistická významnost (Tabulka 24.).

Flexe excentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 před X RF2 před	0,084537	0,382786	0,507221
180	VM1 před X VM2 před	0,008169	0,066139	0,049013
180	VL1 před X VL2 před	0,168721	0,583502	1,000000
180	SMT1 před X SMTpřed	0,504785	0,928175	1,000000
180	MG1 před X MG před	0,317782	0,795000	1,000000
180	LG1 před X LG1 před	0,262978	0,732015	1,000000
180	BF1 před X BF2 před	0,158932	0,564255	0,953593

Legenda:

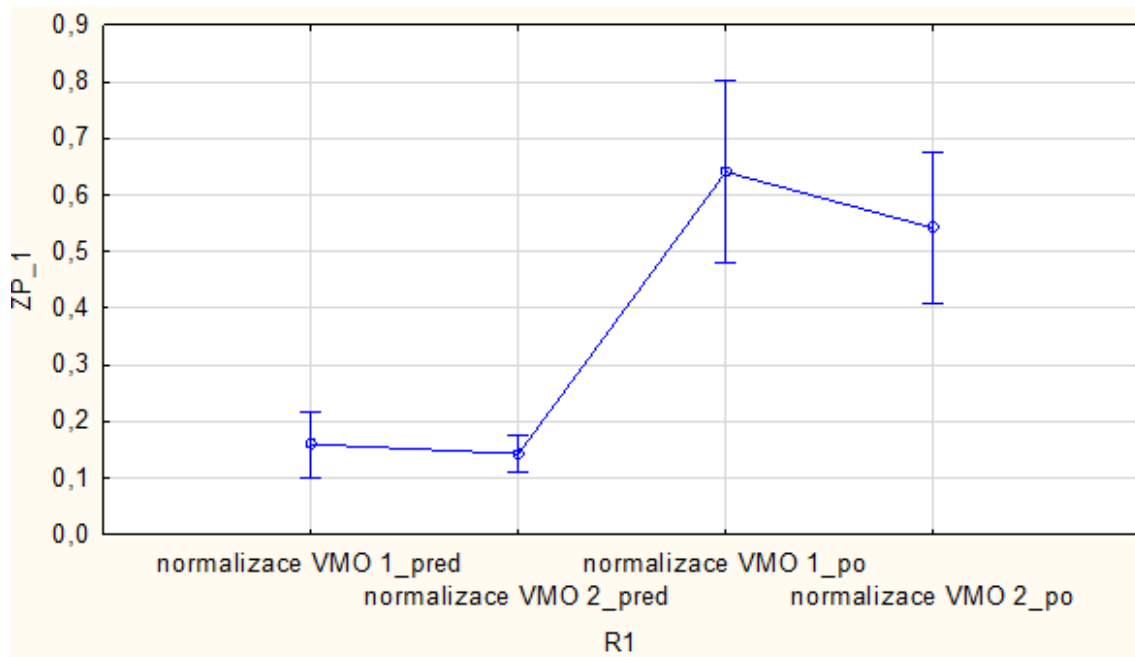
p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 25. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při excentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu před jeho započítím a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při excentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s byla prokázána statistická významnost u musculus vastus medialis pro LSD test (0,008169) a Bonferroniho test (0,049013) (Tabulka 25.); (Graf 4.).



Legenda:

Normalizace VMO 1 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus vastus medialis na začátku sezóny před zátěžovým protokolem a po něm.

Normalizace VMO 2 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus vastus medialis po sezóně před zátěžovým protokolem a po něm.

Graf 4. Grafické znázornění statistického vyhodnocení svalové aktivity dle mean frequency na začátku a na konci sezóny před a po absolvování zátěžového protokolu při excentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s pro musculus vastus medialis.

Flexe excentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 po X RF2 po	0,798763	0,995498	1,000000
180	VM1 po X VM2 po	0,770458	0,993293	1,000000
180	VL1 po X VL2 po	0,927842	0,999795	1,000000
180	SMT1 po X SMT2 po	0,223171	0,676483	1,000000
180	MG1 po X MG2 po	0,738046	0,989982	1,000000
180	LG1 po X LG2 po	0,684691	0,982357	1,000000
180	BF1 po X BF2 po	0,697868	0,984518	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 26. Hodnoty statistické významnosti mean frequency na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při excentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s nebyla prokázána statistická významnost (Tabulka 23.).

Šestá hypotéza H6 byla dle statistického zpracování dat potvrzena.

5. 7 Hypotéza 7

H7 Svalová aktivita se dle ukazatele mean amplitude před sezónou a na jejím konci během koncentrické kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

Flexe koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 před X RF2 před	0,809069	0,99616	1,000000
60	VM1 před X VM2 před	0,61355	0,966982	1,000000
60	VL1 před X VL2 před	0,370193	0,843387	1,000000
60	SMT1 před X SMTpřed	0,703072	0,985319	1,000000
60	MG1 před X MG před	0,140132	0,524712	0,840794
60	LG1 před X LG1 před	0,728918	0,988881	1,000000
60	BF1 před X BF2 před	0,610349	0,966127	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 27. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude měřené na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu dle mean amplitude v rámci absolvování zátěžového protokolu před jeho započítím a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s žádný ze statistických testů neprokázal statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) ve svalové aktivitě jednotlivých svalů (Tabulka 27.).

Flexe koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 po X RF2 po	0,091235	0,402307	0,54741
60	VM1 po X VM2 po	0,361021	0,835652	1,000000
60	VL1 po X VL2 po	0,056218	0,29018	0,33731
60	SMT1 po X SMT2 po	0,247512	0,711525	1,000000
60	MG1 po X MG2 po	0,524235	0,936738	1,000000
60	LG1 po X LG2 po	0,195551	0,632086	1,000000
60	BF1 po X BF2 po	0,909339	0,999592	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 28. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu dle mean amplitude v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s nebyla prokázána statistická významnost ($p \geq 0,05$) (Tabulka 28.).

Flexe koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 před X RF2 před	0,68496	0,982403	1,000000
180	VM1 před X VM2 před	0,925319	0,999772	1,000000
180	VL1 před X VL2 před	0,898328	0,999425	1,000000
180	SMT1 před X SMTpřed	0,869218	0,998773	1,000000
180	MG1 před X MG před	0,619116	0,968434	1,000000
180	LG1 před X LG1 před	0,989329	0,999999	1,000000
180	BF1 před X BF2 před	0,397067	0,864428	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 29. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude měřené na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu dle mean amplitude v rámci absolvování zátěžového protokolu před jeho započítím a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s žádný ze statistických testů neprokázal statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) ve svalové aktivitě jednotlivých svalů (Tabulka 29.).

Flexe koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 po X RF2 po	0,328357	0,805615	1,000000
180	VM1 po X VM2 po	0,019193	0,13079	0,115157
180	VL1 po X VL2 po	0,025226	0,161386	0,151355
180	SMT1 po X SMT2 po	0,001119	0,012227	0,006711
180	MG1 po X MG2 po	0,034403	0,203706	0,206418
180	LG1 po X LG2 po	0,496233	0,924155	1,000000
180	BF1 po X BF2 po	0,03552	0,208571	0,21312

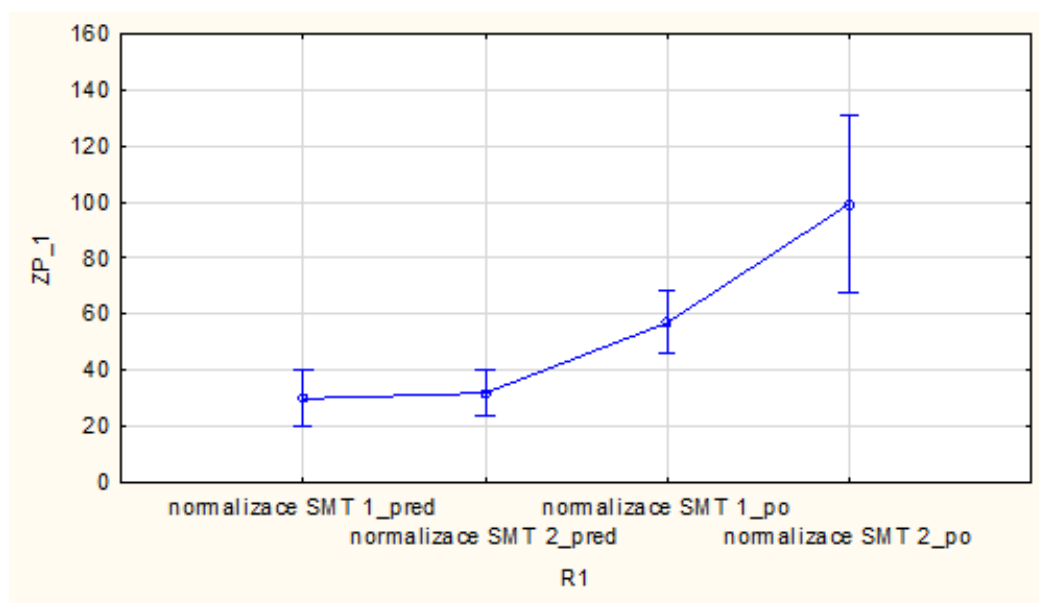
Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 30. Hodnoty statistické významnosti mean amplitudy na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.



Legenda:

Normalizace SMT 1 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus semitendinosus na začátku sezóny před zátěžovým protokolem a po něm.

Normalizace SMT 2 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus semitendinosus po sezóně před zátěžovým protokolem a po něm.

Graf 5. Grafické znázornění statistického vyhodnocení svalové aktivity dle mean amplitudy na začátku a na konci sezóny před a po absolvování zátěžového protokolu při excentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s pro musculus semitendinosus.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu dle mean amplitude v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s byla prokázána statistická významnost ve všech statistických testech u musculus semitendinosus (LSD test = 0,01119, Scheffeho test = 0,012227, Bonferroniho test = 0,006711) a v případě LSD testu byla statistická významnost prokázána u musculus biceps femoris (0,03552), musculus gastrocnemius (0,034403) a musculus vastus lateralis (0,025226) (Tabulka 30.); (Graf 5.)

Extenze koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 před X RF2 před	0,965384	0,999977	1,000000
60	VM1 před X VM2 před	0,961607	0,999969	1,000000
60	VL1 před X VL2 před	0,992333	1,000000	1,000000
60	SMT1 před X SMTpřed	0,001472	0,015531	0,008829
60	MG1 před X MG před	0,019823	0,134113	0,118941
60	LG1 před X LG1 před	0,205473	0,648645	1,000000
60	BF1 před X BF2 před	0,162635	0,571639	0,975812

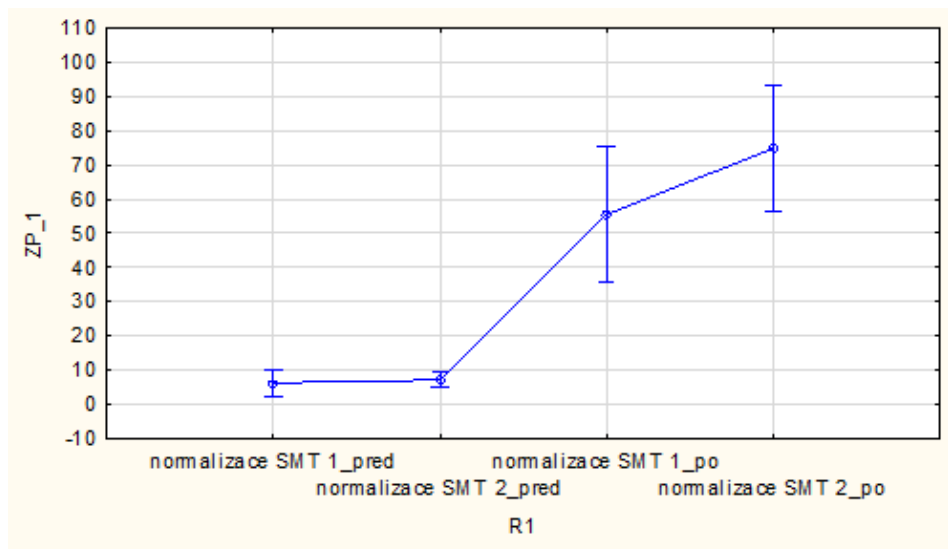
Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 31. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s.



Legenda:

Normalizace SMT 1 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus semitendinosus na začátku sezóny před zátěžovým protokolem a po něm.

Normalizace SMT 2 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus semitendinosus po sezóně před zátěžovým protokolem a po něm.

Graf 6. Grafické znázornění statistického vyhodnocení svalové aktivity dle mean amplitude na začátku a na konci sezóny před a po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s pro musculus semitendinosus.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu před jeho započítáním a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s dle mean amplitude byla prokázána statistická významnost dle všech statistických testů u musculus semitendinosus (LSD test = 0,001472, Scheffeho test = 0,015531, Bonferroniho test = 0,008829) a v případě LSD testu byla statistická významnost prokázána u musculus gastrocnemius (0,019823) (Tabulka 31.); (Graf 6.).

Extenze koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 po X RF2 po	0,219892	0,671483	1,000000
60	VM1 po X VM2 po	0,002152	0,021573	0,012913
60	VL1 po X VL2 po	0,213745	0,66192	1,000000
60	SMT1 po X SMT2 po	0,333194	0,81032	1,000000
60	MG1 po X MG2 po	0,261889	0,730614	1,000000
60	LG1 po X LG2 po	0,870006	0,998795	1,000000
60	BF1 po X BF2 po	0,542032	0,943904	1,000000

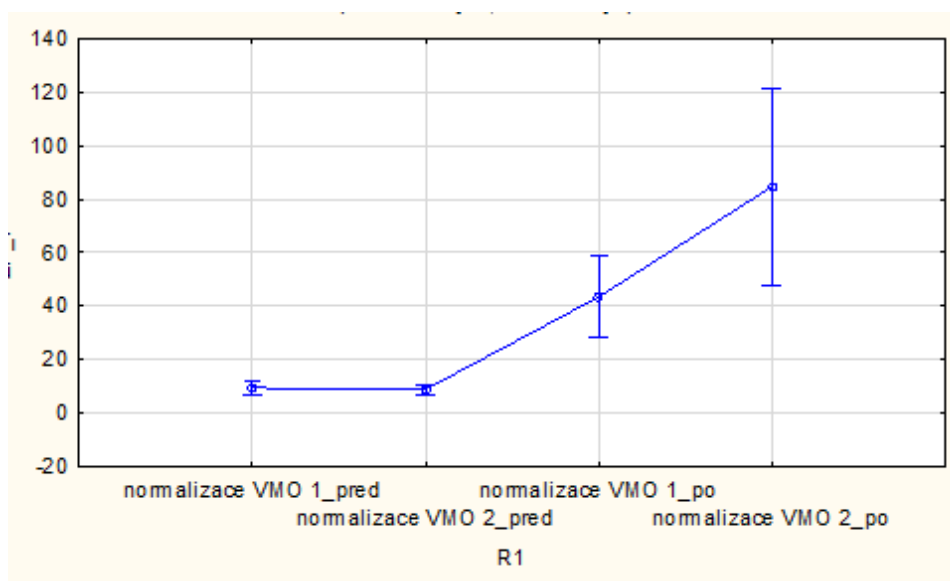
Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 32. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s.



Legenda:

Normalizace SMT 1 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus vastus medialis na začátku sezóny před zátěžovým protokolem a po něm.

Normalizace SMT 2 před a po: Podíl klidové fáze a fáze aktivity pro musculus vastus medialis po sezóně před zátěžovým protokolem a po něm.

Graf 7. Grafické znázornění statistického vyhodnocení svalové aktivity dle mean amplitude na začátku a na konci sezóny před a po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s pro musculus vastus medialis.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s dle mean amplitude byla prokázána statistická významnost dle všech statistických testů u musculus vastus medialis (LSD test = 0,02152, Scheffeho test = 0,021573, Bonferroniho test = 0,012913) (Tabulka 32.); (Graf 7.).

Extenze koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 před X RF2 před	0,716949	0,987316	1,000000
180	VM1 před X VM2 před	0,932277	0,99983	1,000000
180	VL1 před X VL2 před	0,964254	0,999975	1,000000
180	SMT1 před X SMTpřed	0,321623	0,798908	1,000000
180	MG1 před X MG před	0,803525	0,995812	1,000000
180	LG1 před X LG1 před	0,364497	0,838618	1,000000
180	BF1 před X BF2 před	0,878824	0,999025	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 33. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu před jeho započítím a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s dle mean amplitude nebyla prokázána statistická významnost ani v jednom statistickém testu (Tabulka 33.).

Extenze koncentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 po X RF2 po	0,260985	0,729447	1,000000
180	VM1 po X VM2 po	0,041877	0,235257	0,251263
180	VL1 po X VL2 po	0,409253	0,873217	1,000000
180	SMT1 po X SMT2 po	0,10814	0,448311	0,648839
180	MG1 po X MG2 po	0,639077	0,973272	1,000000
180	LG1 po X LG2 po	0,231182	0,688414	1,000000
180	BF1 po X BF2 po	0,620976	0,968908	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 34. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s dle mean amplitude byla prokázána statistická významnost u musculus vastus medialis u LSD testu (0,041877) (Tabulka 34.).

Sedmá hypotéza H7 byla dle statistického zpracování dat potvrzena.

5. 8 Hypotéza 8

H8 Svalová aktivita se dle ukazatele mean amplitude před sezónou a na jejím konci během excentrické kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s liší.

Flexe excentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 před X RF2 před	0,589571	0,960192	1,000000
60	VM1 před X VM2 před	0,747682	0,991061	1,000000
60	VL1 před X VL2 před	0,844947	0,997951	1,000000
60	SMT1 před X SMTpřed	0,92071	0,999727	1,000000
60	MG1 před X MG před	0,559291	0,950279	1,000000
60	LG1 před X LG1 před	0,812762	0,99638	1,000000
60	BF1 před X BF2 před	0,547351	0,945927	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 35. Hodnoty statistické významnosti mean amplitudy měřené na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při excentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu dle mean amplitudy v rámci absolvování zátěžového protokolu před jeho započítáním a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při excentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s žádný ze statistických testů neprokázal statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) ve svalové aktivitě jednotlivých svalů (Tabulka 35.).

Flexe excentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
60	RF1 po X RF2 po	0,858279	0,998437	1,000000
60	VM1 po X VM2 po	0,612531	0,966712	1,000000
60	VL1 po X VL2 po	0,672389	0,98016	1,000000
60	SMT1 po X SMT2 po	0,029061	0,179617	0,174366
60	MG1 po X MG2 po	0,589743	0,960244	1,000000
60	LG1 po X LG2 po	0,504418	0,928006	1,000000
60	BF1 po X BF2 po	0,835643	0,997557	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 36. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu dle mean amplitude v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho skončení a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické flexi o úhlové rychlosti 60°/s byla prokázána statistická významnost u musculus semitendinosus (0,029061) (Tabulka 36.).

Flexe excentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 před X RF2 před	0,442641	0,895091	1,000000
180	VM1 před X VM2 před	0,977355	0,999994	1,000000
180	VL1 před X VL2 před	0,5818	0,957796	1,000000
180	SMT1 před X SMTpřed	0,98987	0,999999	1,000000
180	MG1 před X MG před	0,837815	0,997653	1,000000
180	LG1 před X LG1 před	0,497777	0,924893	1,000000
180	BF1 před X BF2 před	0,891171	0,999294	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 37. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude na začátku a na konci sezóny před absolvováním zátěžového protokolu při excentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu v rámci absolvování zátěžového protokolu před jeho započítáním a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 180°/s dle mean amplitude nebyla prokázána statistická významnost ani v jednom statistickém testu (Tabulka 37.).

Flexe excentrická				
		LSD test	Scheffeho test	Bonferroniho test
180	RF1 po X RF2 po	0,940411	0,999884	1,000000
180	VM1 po X VM2 po	0,598816	0,962916	1,000000
180	VL1 po X VL2 po	0,804266	0,99586	1,000000
180	SMT1 po X SMT2 po	0,864448	0,998633	1,000000
180	MG1 po X MG2 po	0,996189	1,000000	1,000000
180	LG1 po X LG2 po	0,527003	0,937893	1,000000
180	BF1 po X BF2 po	0,730524	0,98908	1,000000

Legenda:

p: hodnota statistické významnosti

proměnná 1: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly před sezónou

proměnná 2: porovnání proměnných před a po zátěžovém protokolu pro jednotlivé svaly po sezóně

Tabulka 38. Hodnoty statistické významnosti mean amplitude na začátku a na konci sezóny po absolvování zátěžového protokolu při excentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s.

Při porovnání svalové aktivity svalů zajišťujících stabilitu a pohyb v kolenním kloubu dle mean amplitude v rámci absolvování zátěžového protokolu po jeho započetí a porovnání výsledků získaných na začátku a na konci sezóny při excentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s žádný ze statistických testů neprokázal statisticky významný rozdíl ($p \geq 0,05$) ve svalové aktivitě jednotlivých svalů (Tabulka 38.).

Osmá hypotéza H8 byla dle statistického zpracování dat potvrzena.

6 Diskuze

Dokonalá stabilita je prvek nutný k udržení rovnováhy a prostředek k zajištění intaktního organismu, bez deformit a poškození. Stabilizátory kolenního kloubu dělíme na dynamické a statické, oba systémy jsou spolu plně propojeny a je nemožné je chápat jednotlivě. Kooperace jednotlivých složek propojuje neustále zpětnovazebné nastavování na základě informace pocházející z proprioceptorů ve vazivovém aparátu a ve svalech obklopujících kolenní kloub. Informace a správný timing jednotlivých svalů zajišťuje stabilitu. V případě kolenního kloubu je nutná dokonalá souhra hamstringů, obou složek této svalové skupiny, dále vyvážená aktivita musculus vastus medialis a musculus vastus lateralis a v neposlední řadě musculii gastrocnemii. Pokud je souhra těchto svalů narušena, například únavou jednotlivých svalů podílejících se na stabilizaci kolenního kloubu, může dojít k poranění kolenního kloubu. Typické ve sportu je poranění LCA, které je v antagonistickém postavení vzhledem k hamstringům, které brání nadměrné dopředné translaci tibie. Pokud dojde ke zvýšené aktivitě musculus biceps femoris, je koleno destabilizováno do vnitřní rotace femuru vůči tibii. Nejen hamstringy jsou zásadní pro postavení tibie vzhledem k femuru, koaktivace mezi musculus vastus medialis a lateralis zajišťuje vyvážené zapojení musculii gastrocnemii, které se podílejí na vtažení kondylů femuru do jejich kloubních jamek a táhnou tibii dorzálně (Mayer, Smékal, 2004); (Wojtys, Huston, 2000). Právě aktivace hamstringů a jejich reakční doba je významným faktorem při poranění LCA. Prodloužená reakční doba narušuje koaktivaci ostatních dynamických stabilizátorů kolene. V případě neuromuskulární únavy se hodnota elektromechanického zpoždění zvyšuje a tím zvyšuje riziko poranění LCA (De Ste Croix et al., 2015).

Únava je klíčový prvek v mnoha poraněních pohybového aparátu, vzhledem k jejímu dopadu právě na pohybový systém. Správné pochopení tohoto principu je zásadní pro prevenci poranění, a to hlavně ve sportovním odvětví. Únava má značný dopad na všechny pochody v organismu. Zásadní vzhledem k pohybu je změna propriocepce a snížení reakčního času, dále dochází i ke snížení výkonnosti jedince (De Ste Croix et al., 2015); (Scanlan, et al., 2016); (Hassanlouei et al., 2012). Svalová únava je děj, který ve svalech ovlivňuje velké množství následných dějů, a se stoupající únavou a délkou zátěže roste riziko vzniku úrazu (Kiyama, et al., 2014); (Hassanlouei et al., 2012). Ve svalech dochází při únavě ke změně schopnosti kontroly svalové kontrakce, snižuje se schopnost dosáhnout stejného výsledku svalové síly a je potřebná asistence

zevní zpětné vazby k dosažení stejného výsledku. Se stupňováním zátěže a jejím trváním a vlivem únavy dochází ke zvýšení kolísání těžiště. Významnou změnou provázející nervosvalovou únavu je změna pohybových vzorců a s ní spojené změny distribuce svalové síly. Tyto děje velmi výrazně ovlivní vliv únavy na možnost poškození pohybového aparátu. V případě svalového aparátu kolene dochází z důvodů kumulace únavy ke snížení rozsahu pohybu ve flexorech kyčelního a kolenního kloubu a zvýšení valgotizace kolene. S tím je spojeno zvýšení střižných sil v dopředném směru, a tedy zvýšení namáhání LCA (Kiyama, et al., 2014); (Cowley, Gates, 2016); (Cortes, 2014). Namáhání LCA vlivem neuromuskulární únavy zvyšuje riziko poranění kolenního kloubu bez zevní příčiny (Needs, 2012); (Hassanlouei et al., 2012). Neuromuskulární únava je subjektivní, ovlivněná mnoha faktory, jako je intenzita a trvání zatížení. Subjektivně do tohoto děje vstupuje právě schopnost adaptace daného organismu (Kittnar, 2011); (Novotný, 2017). Hodnocení neuromuskulární únavy je složitý děj, jehož výsledky do značné míry ovlivňuje způsob měření. Právě adaptace a regenerace do značné míry dokáže ovlivnit kvalitu výsledků. Zásoby creatinfosfátu jsou ve svalu obnovovány už do dvou minut po zátěži. K získání kvalitních výsledků je tedy nutné okamžité měření ihned po zátěži (Scanlan, et al., 2016).

Neuromuskulární únava je značně abstraktní děj, který se velmi špatně charakterizuje a objektivizuje přesnými hodnotami. Možnost využití povrchové EMG k analýze aktivity více svalů najednou poskytuje výzkumu širokou možnost kombinace s ostatními metodami a umožňuje získat kvalitní informace o aktivitách více svalů. V neposlední řadě možnost analyzovat více svalů při shodných podmínkách děje. Prevence zranění je jednou z možností využití takto získaných kvalitních dat, a právě sportovní výkon je v současné době hlavním odvětvím, ve kterém se tato data dají naměřit a využít (Kiyama, et al., 2014); (Hassanlouei et al., 2012). Neexistuje žádná veličina, která by přesně charakterizovala neuromuskulární únavu. Neuromuskulární únava se dá charakterizovat na základě faktoru síly díky bodu únavy. Kontrakce v tomto bodě již nadále nemůže pokračovat v požadované intenzitě. Jedná se o detekci únavy ex post, až se objeví. Dále se dá využít vlastností spektrální modifikace EMG signálu v průběhu svalové kontrakce. Únavu v tomto případě popisujeme jako změnu charakteru signálu. Tato metoda je přesnější (De Luca, 1997).

Hlavní výhodou povrchové elektromyografie je schopnost poskytnout výzkumníkovi validní a reliabilní data o pohybové aktivitě, svalových synergiích

a v případě této studie informace o neuromuskulární únavě. Dokážeme při ní analyzovat a hodnotit mechanismy a strategie kontroly pohybu v různých podmínkách a získávat tak informace o rozložení timingu jednotlivých svalů a svalových skupin (De Luca, 1997, Konrad, 2006); Krobot & Kolářová, 2011). Nevýhodou snímání svalové aktivity pomocí povrchové EMG je poměrně velká snímaná plocha svalu, která zvyšuje možnost výskytu rušivých elementů (Dupalová & Zaatar, 2015). V rámci měření EMG signálu dochází při vzniku svalové únavy ke změnám pro ni typickým. Svalová únava se v počátku neprojeví jako změna výkonnosti. Dochází k nárůstu v hodnotách amplitudy, tělo rekrutuje více motorických jednotek. Hodnota amplitudy je závislá na počtu v kontrakci aktivních motorických jednotek. Neuromuskulární únava se projeví zvýšením hodnoty amplitudy. V rámci testování po zátěži je na EMG patrná též změna frekvenčního spektra ve smyslu snížení. Pro udržení kýženého svalového výkonu se musí zvýšit hodnota frekvence vzruchů, které přicházejí na motorické jednotky. Tento efekt potence nárůst neuromuskulární únavy a následné výše zmíněné snížení frekvence vzruchů a tento efekt je v záznamu EMG potvrzen snížením ukazatele men frequency (Hamill, Knutzen, 2003); (Krobot & Kolářová, 2011); (Raba, 2015); (Roy, 2007); (Winter, 2009). Výhodou povrchové elektromyografie je možnost kombinace s dalšími systémy nabízejícími analýzu svalového výkonu, míry únavy a jejího vlivu na maximální vyprodukovanou sílu a dalšími možnostmi kombinací těchto atributů (Hodder et al., 2014). V případě této práce byla využita kombinace měření EMG a izokinetické dynamometrie, která byla součástí měření svalové únavy u sportovců v žákovské kategorii. Výzkum je součástí projektu s názvem Únava a riziko zranění kolene u sportující mládeže pod vedením Doc. PaedDr. Michala Lehnerta, Dr. Izokinetická dynamometrie v kombinaci s EMG je velmi častou kombinací v různých studiích. Výhodou izokinetické dynamometrie je především reprodukovatelnost měření ve standartních podmínkách (uchycení dolní končetiny, usazení probanda v přístroji, úhlová rychlost), získané výsledky jsou v tomto směru ovlivněny minimálně. Dynamometrie nám poskytuje poměrně rozsáhlé informace o výkonnosti jedince a kapacitě jeho pohybového systému. V kombinaci s EMG můžeme následně získat představu o aktivitě jednotlivých svalů při izokinetickém pohybu v daném směru a dalších možných attributech, proto je kombinace těchto metod velmi přínosná ve výzkumu (Hodder et al., 2014); (Aagard et al., 2000); (Konrad, 2006). Metoda izokinetické dynamometrie funguje na principu hodnocení poměru momentů maximální síly mezi vybranými svaly (nejčastěji například poměr mezi musculus quadriceps femoris a hamstringů) (Baltzopoulos et al., 2008).

Efektivitu kombinace izokinetické dynamometrie a povrchové EMG pro užití v širším rozměru testování snižuje náročná obsluha kombinace těchto dvou metod. Samozřejmě i povrchové EMG je možno osadit pouze jediným examínátorem, ale pro účely měření únavy je okamžité měření nutností pro získání hodnotných výsledků. Pro každý přístroj z této kombinace je dle mého názoru nutná účast dvou examínátorů. Nutné je standardizované umístění elektrod a ošetření kůže před jejich aplikací. Komplikací v získávání kvalitních dat se může stát pocení po zátěži a nadměrné ochlupení jedince, které mohou znesnadnit uložení elektrod a jejich dostatečné přilnutí nutné pro dokonalé zaznamenání signálu. Jako komplikace se dá považovat i vysoká pořizovací hodnota jak přístroje ISOMED 2000, tak i přístroje pro snímání povrchové EMG. Pro získání hodnotných dat je nutné dokonalé sladění dvou týmů examínátorů, kteří ovládají tyto dva různé přístroje, aby se co nejvíce zamezilo vlivu faktoru lidské chyby. Nutné je přesné započítání měření na obou přístrojích. Při více měřeních se projevuje nevýhoda povrchové EMG v kombinaci s přístrojem ISOMED 2000, což byla v průběhu posezónního měření největší komplikace. Fixace pacienta v přístroji ISOMED po druhém měření strhávala elektrody z předdefinovaných míst a mnohdy došlo k překroucení drátů nadměrnou silovou zátěží vykonanou při izokinetickém pohybu. Tyto komplikace bylo nutné odstranit, a právě díky nim by mohlo dojít ke snížení kvality informací získaných měřeními. Pro získání hodnotných statisticky významných dat je nutné, aby výsledky byly co nejméně ovlivněné procesem regenerace. Scanlan a kolektiv uvádějí ve své studii, že na kvalitu získaných dat má časový odstup od zátěže významný vliv, kdy už po dvou minutách od zátěže počíná být patrná regenerace energetických zásob a adaptace na zátěž, dochází tedy ke zkreslení výsledků (Scanlan, et al., 2016).

V neposlední řadě je významnou komplikací výše zmíněný izokinetický mechanismus pohybu, který se v přirozeném pohybovém výkonu jedince nevyskytuje, a proto je možné, že výsledky se nemusí plně shodovat s praxí a nemohou v ní být plně uchopitelné a pro absenci izokinetického mechanismu pohybu v pohybovém výkonu ani využitelné (Baltzopoulos et al., 2008); (Lehnert et al, 2012). Mnoho dalších faktorů lze považovat za limitace takového měření, například stejnorodost testovaného vzorku, která byla v rámci tohoto výzkumu zajištěna výběrem testované skupiny, výše zmíněné žákovské kategorie U17 a U19. Tento krok nám do značné míry pomohl vyvážit některé možné aspekty, které by mohly snížit validitu získaných dat. Charakter vzniku

neuromuskulární únavy je ovlivněn mnoha faktory, mezi ně se například řadí věk, či trénovanost (Cowley, Gates, 2016); (Hodder et al., 2014); (Novotný, 2017); (Troen, 2003).

Tato diplomová práce si kladla za cíl zhodnotit míru únavy v rámci průběhu sportovní sezóny. Za tímto účelem byla využita povrchová elektromyografie, jejímž prostřednictvím byly získány jednotlivé výstupní hodnoty, na základě kterých probíhalo hodnocení změn v aktivaci svalů na dominantní dolní končetině v průběhu různých typů kontrakcí (koncentrická a excentrická), směrů kontrakcí (flexe a extenze) a úhlových rychlostí (60°/s a 180°/s). Výzkumný vzorek tvořilo 15 hráčů (mužů) basketbalu v kategoriích U17 a U19. Data byla získávána před a po zátěžovém protokolu, který tvořilo standardizované basketbalové utkání. Získaná data byla statisticky zpracována a poskytla nám představu o změnách výkonu svalu spojených s únavou v průběhu tréninku i celé sezóny. Výzkum získával poměrně rozsáhlá data, čímž se lišil od většiny dostupných prací zabývajících se výzkumem únavy u sportovců. Statisticky byla zpracována data ze sedmi svalů majících spojitost s kolenním kloubem a zajišťujících jeho stabilitu (Aagard et al., 2000); (Baltzopoulos, et al., 2012); (Cortes et al, 2014); (Hodder, 2014). Mezi analyzované svaly se řadily musculus rectus femoris, musculus vastus medialis, musculus vastus lateralis, musculus semitendinosus, musculus biceps femoris a posledními z této řady jsou obě hlavy musculus gastrocnemius (medialis, lateralis).

Tato práce navázala na měření v diplomové práci vytvořené Mgr. Víznerovou s názvem Hodnocení unavitelnosti vybraných svalů dolní končetiny během koncentrické a excentrické kontrakce před a po zátěži pomocí poly-EMG u hráčů basketbalu, a kladla si za cíl analyzovat roli únavy na konci sezóny. Její práce analyzovala únavu vzhledem k tréninkové jednotce nastavené tak, aby dokonale simulovala basketbalové utkání. Víznerová ve své práci zamítla skoro všechny stanovené hypotézy, kromě 6. hypotézy. Potvrdila tedy významný rozdíl ve svalové aktivitě před a po zátěži a tím její vliv na možná zranění spojené s jejím vlivem. Tato tendence se potvrdila jak pro ukazatel mean amplitude, tak i pro ukazatel mean frequency. Výjimku tvořila excentrická kontrakce o úhlové rychlosti 60°/s (Víznerová, 2016).

Hypotézy této diplomové práce by se daly rozdělit do dvou kategorií. První až čtvrtá hypotéza porovnává svalovou aktivitu před a po zátěžovém protokolu na základě výsledků Studentova t-testu. Pátá až osmá hypotéza porovnávala výsledky získané

na začátku sezóny s výsledky statistické analýzy na konci sezóny a za tímto účelem používá tři statistické testy (Scheffeho test, LSD test, Bonferroniho test).

První a druhá hypotéza, které se zaměřovaly na ukazatel mean frequency, potvrdily tendence chování tohoto ukazatele spojené s únavou pro obě úhlové rychlosti a mechanismy pohybu. Tedy tyto hypotézy byly potvrzeny. Třetí a čtvrtá hypotéza určující přítomnost svalové únavy na základě ukazatele mean amplitude potvrdila tendence změny pro tento ukazatel charakteristické. Tyto hypotézy byly též potvrzeny. V případě první až čtvrté hypotézy byly prokázány statisticky významné výsledky ($p=0,05$) pro takřka všechny analyzované svaly.

Druhá skupina hypotéz si kladla za cíl analyzovat přítomnost únavy v rámci sezóny. Za tímto účelem byly použity tři testové metody (Scheffeho test, LSD test, Bonferroniho test). Pátá hypotéza, která analyzovala únavu v rámci sezóny na základě ukazatele mean frequency, byla potvrzena. Statisticky významných výsledků bylo dosaženo v případě koncentrické flexe o úhlové rychlosti $180^\circ/s$ pro musculus vastus lateralis (LSD test = 0,017586), které prokázaly tento výsledek v rámci měření před zátěžovým testem. Toto poukazuje na pozitivní tendenci vzhledem k charakteristickým změnám spojeným s únavou (Tabulka 18.); (Graf 1.). Další statisticky významné výsledky spojené s 5. hypotézou byly prokázány v rámci měření koncentrické extenze o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ před zátěžovým protokolem pro musculus gastrocnemius medialis (LSD test = 0,0034727). Statisticky významných výsledků v rámci měření koncentrické extenze o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ před zátěžovým protokolem dle všech využitých statistických testů bylo dosaženo v musculus gastrocnemius lateralis (LSD test = 0,003191, Scheffeho test = 0,030202, Bonferroniho test = 0,019146) (Tabulka 20.); (Graf 2.). Poslední statisticky významný výsledek u 5. hypotézy byl v případě koncentrické extenze o úhlové rychlosti $180^\circ/s$ pro musculus gastrocnemius medialis (LSD test = 0,02593) z měření před zátěžovým protokolem (Tabulka 21.); (Graf 3.). Tendence změn svalové aktivity jako projevu únavy se více projevují v měření dle ukazatele mean frequency u 5. hypotézy ve srovnání záznamu EMG před zátěží.

Analýza svalové aktivity v průběhu měření při excentrické formě pohybu potvrdila pravdivost 6. hypotézy, kdy byly potvrzeny statisticky významné výsledky. Výsledky opět potvrzují předchozí tendenci, kdy se změna svalové aktivity ve smyslu projevu svalové únavy projevuje jako statisticky významná při EMG záznamu před zátěžovým protokolem. Statistická významnost se projevila u musculus vastus medialis (LSD = 0,032715) při excentrické flexi o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ před

absolvováním zátěžového protokolu (Tabulka 23.). Stejně tak se projevila statistická významnost u musculus vastus medialis (LSD test = 0,008169), (Bonferroniho test = 0,049013) při excentrické flexi o úhlové rychlosti 180°/s před zátěžovým protokolem (Tabulka 25.); (Graf 4.).

Hypotéza 7. byla potvrzena. Statisticky významné výsledky byly získány při analýze svalové aktivity dle ukazatele mean amplitude při měření koncentrické flexe o úhlové rychlosti 180°/s po zátěžovém protokolu u musculus vastus medialis (LSD test = 0,019193), musculus vastus lateralis (LSD test = 0,025226), musculus semitendinosus (LSD test = 0,01119, Scheffeho test = 0,012227, Bonferroniho test = 0,006711), musculus biceps femoris (LSD test = 0,03552), musculus gastrocnemius medialis (LSD test = 0,034403) (Tabulka 30.); (Graf 5.). Statisticky významné výsledky při analýze svalové aktivity dle ukazatele mean amplitude jsou přítomné při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti 60°/s po zátěžovém protokolu pro musculus semitendinosus (LSD test = 0,001472, Scheffeho test = 0,015531, Bonferroniho test = 0,008829). Statisticky významné výsledky pro tuto úhlovou rychlost prokázal LSD test u musculus gastrocnemius medialis (0,019823) a musculus gastrocnemius lateralis (LSD test = 0,019823) (Tabulka 31.), (Graf 6.). Dále byly statisticky významné výsledky u musculus vastus medialis (LSD test = 0,02152, Scheffeho test = 0,021573, Bonferroniho test = 0,012913), (Tabulka 32.), (Graf 7.) po zátěžovém protokolu při extenzi koncentrické o úhlové rychlosti 60°/s a také u extenze koncentrické o úhlové rychlosti 180°/s po zátěžovém protokolu, kdy se statisticky významný výsledek projevil také u musculus vastus medialis (LSD test = 0,041877).

Poslední tedy 8. hypotéza byla potvrzena na základě jednoho statisticky významného výsledku. Statisticky významný výsledek ve změně svalové aktivity se projevil v rámci excentrické flexe o úhlové rychlosti 60°/s po zátěžovém protokolu u musculus semitendinosus (LSD test = 0,029061) dle ukazatele mean amplitude (Tabulka 36.).

Tato diplomová práce poukázala na rozdílné tendence projevu svalové neuromuskulární únavy dle mechanismu hodnocení. Mean frequency, který má tendenci v rámci svalové aktivity a neuromuskulární únavy měnit svůj charakter chování změnou frekvenčního spektra směrem k vyšší frekvenci a posléze nižší frekvenci, jak bylo citováno výše. Naopak chování ukazatele mean amplitude je stabilní, při výskytu neuromuskulární únavy dochází ke zvýšení jeho hodnoty (Hamill, Knutzen, 2003);

(Krobot & Kolářová, 2011); (Raba, 2015); (Roy, 2007); (Winter, 2009). Dle získaných výstupů můžeme usoudit, že únava má prokazatelný vliv na svalovou aktivitu a mění její charakter v rámci sezóny. V hodnotách svalové aktivity na začátku a na konci sezóny je statisticky významný rozdíl.

Neuromuskulární únava významně ovlivňuje propriocepci, reakční rychlost a svalovou sílu. Informace plynoucí z proprioceptorů jsou významně změněny se zvyšující se únavou. Tento efekt má za následek snížení kontroly svalové kontrakce, a tím se mění schopnost dosáhnout stejných hodnot výkonu jako před projevem únavy. Cowley a Gates poukazují na změnu pohybových stereotypů, které plynou ze schopnosti těla omezit rozsah některých částí těla, u nichž se projevila nervosvalová únava. Vztaheno ke kolennímu kloubu je projevem neuromuskulární únavy zvýšení valgizace a vnitřní rotace kolenního kloubu, což má za následek zvýšení střížných sil v dopředném směru a zvýšení rizika poranění. Stejnou měrou se na zvýšení rizika úrazu podílí lokální a celková únava, které mohou být potencovány únavou centrální hlavně při sportovních výkonech vyžadujících rozhodování. V rámci celkové únavy se změni charakter pohybu těžiště, čím více roste nervosvalová únava, tím více se zvyšuje kolísání těžiště těla. Tyto závěry se shodují se závěry plynoucími z této diplomové práce a potvrzují vliv únavy na riziko zranění měkkého kolene (Cowley, Gates, 2016); (Cortes, 2014); (Kiyama, et al., 2014); (De Ste Croix et al., 2015); (Mayer, Smékal, 2004); (Wojtys, Huston, 2000). Aktivace jednotlivých svalů umožňuje vykonávat pohybovou činnost, aniž by došlo k poranění. Zpomalení aktivace hamstringů a s únavou související zvýšení elektromechanického zpoždění významně ovlivní koaktivaci ostatních svalů souvisejících s dynamickou stabilitou kolenního kloubu a tím zvyšuje riziko poranění LCA (De Ste Croix et al., 2015); (Hassanlouei et al., 2012); (Mayer, Smékal, 2004); (Wojtys, Huston, 2000). V průběhu sportovního výkonu tedy dochází ke zvyšování pravděpodobnosti vzniku úrazu právě změnou timingu svalů a změnou nastavení kolenního kloubu ve smyslu neideálního postavení vzhledem k podložce i vzhledem k ostatním kloubům.

Porovnání výsledků jednotlivých dostupných prací s výsledky získanými na základě měření probíhajícího v rámci této diplomové práce vykazuje podobné tendence a závěry. Timins a kolektiv uvádí vyšší snížení svalové síly v rámci excentrického mechanismu pohybu ve srovnání s koncentrickým mechanismem pohybu o hodnotu 10% a více. Což Timins a kolektiv spojují s vyšší výskytu poranění svalů spojených se sporty, jejichž součástí je častá excentrická kontrakce (basketbal, fotbal)

(Timmins et al., 2014). V případě porovnání výsledků této diplomové práce se závěry, které uvádí Timmins a kolektiv sledujeme podobné tendence vývoje při měření po zátěži, kdy dochází k projevům únavy a snížení aktivity svalů (Timmins et al., 2014). Rebai a kolektiv uvádí závislost projevů nervosvalové únavy na úhlové rychlosti pohybu. Při nižších úhlových rychlostech dochází k významnějším projevům nervosvalové únavy. V této diplomové práci se projeví častěji statisticky významné změny svalové aktivity spojené s nervosvalovou únavou při vyšší úhlové rychlosti, což se neshoduje se závěry, které prezentuje Rebai a kolektiv. (Rebai et al., 2012). Černý ve své práci uvádí pozitivní vztah mezi trváním sezóny a přítomností únavy. Dle Černého se svalová aktivita při měření pomocí EMG liší u měření před sezónou a na jejím konci, stejně tak i před zátěží a po zátěži. Autor analyzoval přítomnost změny svalové aktivity, a tedy kumulaci nervosvalové únavy u hráčů fotbalu v žákovské kategorii a s tím spojený vliv únavy na poranění kolenního kloubu. Výsledky práce Černého poukazují na stejné tendence v chování mean frequency a mean amplitude a změny ve svalové aktivitě v průběhu sezóny, v čemž se shodují s výsledky této diplomové práce (Černý, 2016). Práci zabývajících se podobnou tematikou a využívajících stejné přístrojové vybavení, které bylo použito v rámci této diplomové práce, není mnoho a měření týkající se hráčů basketbalu sledující kumulaci únavy v rámci sezóny nebylo možné dohledat. Podobné studie se zabývají měřením u fotbalistů. Eniseler a kolektiv uvádí, že v rámci sezóny nedochází k významným změnám ve svalové aktivitě. Dle Einselera má trénink pozitivní vliv na změnu ve vlastnostech svalů spojených s adaptačními mechanismy, jako je například navýšení svalové síly při pohybech o vysoké úhlové rychlosti. Závěry Einselera a kolektivu se v tomto liší od výsledků této diplomové práce (Eniseler et al., 2012).

Závěry plynoucí z této diplomové práce jsou poměrně kvalitní, limitou této diplomové práce je počet probandů účastnících se měření. Předsezónní měření podstoupilo 25 probandů. Víznerová uvádí ve své práci, již výše citované, tento počet za nedostatečný, s čímž autor této diplomové práce plně souhlasí. Měření na konci sezóny se účastnilo 15 probandů z původních 25, z důvodů zranění či jiných podobných důvodů. Statisticky zpracována byla data získaná měřením 13 probandů, z důvodu chyby v procesu zpracování dat přístrojem NORAXON MyoSystem 1400A a tím způsobené neúplnosti souboru dat. Z tohoto důvodu je tedy patrné, že před prvním měřením by se mělo počítat s určitými ztrátami v počtu probandů, ať z důvodu zranění či selhání měřící techniky. Proto by měl být zajištěn dostatečný počet probandů při prvním měření.

Tímto způsobem by bylo možné zajistit hodnotnější data, a tedy i závěry této diplomové práce.

7 Závěr

Tato diplomová práce si kladla za cíl zhodnotit přítomnost neuromuskulární únavy v rámci sportovní sezóny. Porovnány byly dva soubory dat, které zachycovaly změny ve svalové aktivitě před a po zátěžovém protokolu simulujícím basketbalové utkání. Tyto datové soubory porovnávaly charakter neuromuskulární únavy před sezónou a po sezóně. K měření byla použita metoda povrchové EMG, ke které byl využit přístroj NORAXON MyoSystem 1400A a k provedení izokinetického pohybu byl využit ISOMED 2000. Svalová aktivita byla analyzována při excentrické a koncentrické formě pohybu v obou směrech pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině (flexe, extenze) při úhlových rychlostech $60^\circ/\text{s}$ a $180^\circ/\text{s}$. Analýza svalové aktivity byla provedena na základě dvou základních ukazatelů, jmenovitě mean frequency a mean amplytude. Tyto dvě veličiny vykazují charakteristické změny jako reakci na vznik únavy ve svalech. Mean frequency se v první fázi zvýší a poté následuje snížení jeho hodnoty, hodnota mean amplytude se zvyšuje.

Na základě stanoveného hlavního cíle a dílčích cílů bylo stanoveno osm hypotéz. První až čtvrtá hypotéza se týkala dat získaných po sezóně, tedy sledování přítomnosti únavy po sportovní zátěži. Každá z těchto čtyř hypotéz byla potvrzena. Zhodnocení svalové aktivity a přítomnosti nervosvalové únavy v rámci měření po zátěži potvrdilo typické projevy spojené s únavou jak u amplytudy, která stoupala, tak u frekvence, která poklesla. Při porovnání výsledků statistické významnosti v rámci této diplomové práce s výsledky práce autorky Víznerové (2016) je prokazatelně více statisticky významných výsledků, což může být spojeno se zvýšeným výskytem nervosvalové únavy na konci sezóny.

Pátá až osmá hypotéza se týkala porovnání svalové únavy vzhledem k sportovní zátěži spojené s průběhem sezóny. Každá z těchto čtyř hypotéz byla také potvrzena.

Hodnota mean frequency měla více statisticky významných výsledků v rámci porovnání před zátěžového měření, tato skutečnost poukazuje spíše na změny spojené s neuromuskulární únavou před zátěží v rámci průběhu sezóny, tedy únavy kumulující se v průběhu sezóny. Neuromuskulární únava se projevila dle ukazatele mean frequency u musculus vastus lateralis et vastus medialis, musculus gastrocnemius medialis et lateralis. Neuromuskulární únava se před zátěží častěji statisticky významně projevila v rámci mediálních svalů kolene.

Hodnota mean amplytude měla více statisticky významných výsledků v rámci měření a porovnání svalové aktivity po zátěžovém protokolu. Hodnoty statistické významnosti bylo dosaženo u jedenácti svalů v rámci různých kontrakcí. Statisticky významné výsledky byly prokázány u musculus vastus lateralis et medialis, musculus gastrocnemius lateralis et medialis, musculus semitendinosus a musculus biceps femoris. Ve větší míře se projevila neuromuskulární únava u mediálních svalů.

V největším zastoupení se neuromuskulární únava statisticky významně projevuje právě v musculus vastus medialis, musculus semitendinosus a musculus gastrocnemius medialis. Nerovnováha v koaktivaci mediálních a laterálních dynamických stabilizátorů kolenního kloubu může vést k nevhodnému nastavení kolenního kloubu v rámci pohybových aktivit a k jeho přetížení, a tedy i zvýšení pravděpodobnosti poranění.

8 Souhrn

Tato diplomová práce tvoří součást výzkumného projektu „Únava a riziko poranění kolene u sportující mládeže“, který vedl Doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr. Pro měření v této diplomové práci byl zvolen výzkumný soubor sestávající se z hráčů basketbalu žákovských kategoriích U17 a U19. Cílem této diplomové práce bylo zhodnocení svalové aktivity vybraných svalů. Přítomnost únavy v rámci sezóny byla vyhodnocena na základě analýzy dat získaných na začátku a na konci sezóny, kdy proběhla měření pro porovnání únavy před a po absolvování zátěžového protokolu BSFP₂₈.

V rámci teoretické části byly nastíněny základní informace týkající se svalu, svalové kontrakce, anatomické stavby kolenního kloubu. Tyto základní informace byly propojeny do kontextu pohybové aktivity skrze kapitoly zabývající se únavou a jejím vznikem, regeneračními procesy, principem EMG, izokinetické dynamometrie a možnostmi analýzy únavy v rámci sezóny.

V praktické části této diplomové práce byla analyzována data získaná měřením, kterého se účastnilo 15 probandů. Původní analyzovaný vzorek tvořilo 25 hráčů, z nichž někteří nepokračovali v měření z důvodu zranění. Statisticky zpracována byla data získaná měřením 13 probandů, z důvodu chyby v procesu zpracování dat. K získání dat a jejich zpracování byly použity ISOMED 2000 a pro měření elektromyografického signálu přístroj NORAXON MyoSystem 1400A. Jako snímací zařízení byly využity jednorázové samolepicí elektrody Kendall-ARBO silver-silver chlorid o průměru 24 mm a s povrchovou hydrogelovou úpravou. Signál byl snímán pomocí sedmi svodů s 1000 Hz frekvencí a odpor přístroje činil více jak 10 MΩ. Pro výsledné zpracování EMG signálu byl použit program MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Analyzována byla aktivita svalů na dominantní dolní končetině. Mezi měřené svaly patřily: musculus rectus femoris (RF), musculus vastus medialis (VM) et vastus lateralis (VL), musculus gastrocnemius medialis (GM) et lateralis (GL), musculus semitendinosus (SM) a musculus biceps femoris (BF). Sledovány byly změny svalové aktivity při měření maximální volní excentrické a koncentrické kontrakce při úhlových rychlostech 60°/s a 180°/s ve třech pokusech s krátkými 30 sekundovými pauzami před zátěžovým protokolem a po jeho absolvování. Získaná data byla porovnána s daty získanými na začátku sezóny pro analýzu přítomnosti neuromuskulární únavy v průběhu sezóny.

Pro statistické zpracování dat byl využit t-test, Bonferroniho test, Scheffeho test a LSD metoda a hodnotu statistické významnosti jsme stanovili na $p < 0,05$. Statisticky významné výsledky byly získány dle analýzy mean frequency u musculus vastus medialis při excentrické flexi o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ a $180^\circ/s$ před absolvováním zátěžového protokolu. Dále u musculus vastus lateralis u koncentrické flexe o úhlové rychlosti $180^\circ/s$ před zátěžovým protokolem. U musculus gastrocnemius medialis při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ a $180^\circ/s$ před zátěžovým protokolem. A v posledním případě u musculus gastrocnemius lateralis u koncentrické extenze $60^\circ/s$ před zátěžovým protokolem. Statisticky významné výsledky dle ukazatele mean amplitude byly získány u musculus vastus medialis při koncentrické flexi o úhlové rychlosti $180^\circ/s$, při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ a $180^\circ/s$ po zátěžovém protokolu. Dále u musculus vastus lateralis při koncentrické flexi o úhlové rychlosti $180^\circ/s$. U musculus semitendinosus při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti $60^\circ/s$, při koncentrické flexi o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ a při excentrické flexi o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ po zátěžovém protokolu. U musculus gastrocnemius medialis při koncentrické flexi o úhlové rychlosti $180^\circ/s$ a koncentrické extenzi o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ po zátěžovém protokolu. U musculus gastrocnemius lateralis při koncentrické extenzi o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ po zátěžovém protokolu a musculus biceps femoris při koncentrické flexi o úhlové rychlosti $180^\circ/s$. Dle statistického zpracování dat byl prokázán vliv únavy na svalovou aktivitu v rámci sezóny. V hodnotách svalové aktivity na začátku a na konci sezóny je statisticky významný rozdíl a tímto se zvyšuje riziko vzniku úrazu.

8 Summary

This diploma thesis forms part of the research project "Fatigue and Risk of Injury knee in sports youth", led by Doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr. For the purposes of this diploma thesis, a research group consisting of basketball players of pupils' categories U17 and U19 was selected. The aim of this diploma thesis was the evaluation of muscular activity of selected muscles. Presence in season fatigue was evaluated based on the analysis of data obtained at the beginning and end of the season when the fatigue comparison was performed before and after the BSFP28 load protocol.

Within the theoretical part, the basic information concerning muscle and muscle contraction of the anatomical structure of the knee joint were outlined. This basic information has been linked to the context of physical activity through the chapters dealing with fatigue and its origin, regeneration processes, the EMG principle, isokinetic dynamometry and the possibilities of fatigue analysis during the season.

In the practical part of this diploma thesis were analyzed data obtained by measurement, which was attended by 15 probands. The original analyzed sample consisted of 25 players, some of whom did not continue in measurement due to injury. Statistically processed were the data obtained by measuring 13 probands due to an error in the data processing process. ISOMED 2000 was used for data acquisition and processing and NORAXON MyoSystem 1400A for electromyographic signal measurement. As the sensing device were used disposable adhesive electrodes Kendall-ARBO silver-silver chloride with a diameter of 24 mm and a surface hydrogel finish. The signal was captured using seven leads 1000 Hz frequency and the device resistance was more than 10 M Ω . The MyoResearch XP Master program Version 1.03.05 was used for the resulting EMG signal processing. The activity of muscles in the dominant lower limb was analyzed. Among the measured muscles belonged: musculus rectus femoris (RF), musculus vastus medialis (VM) et vastus lateralis (VL), musculus gastrocnemius medialis (GM) et lateralis (GL), musculus semitendinosus (SM) and musculus biceps femoris (BF). Changes in muscle activity were measured at maximum free eccentric and concentric contractions at angular velocities 60/s and 180/s in three attempts with short 30 second pauses before and after the load protocol. The obtained data were compared with the data obtained at the beginning of the season for the analysis of the

presence of neuromuscular fatigue during the season. For statistical data processing, t-test, Bonferroni test, Scheffe test and LSD method were used and the value of statistical significance was determined to be $p < 0.05$. Statistically significant results were obtained by analysis of mean frequency at musculus vastus medialis when eccentric flexion angular velocity of 60/s and 180/s before completing the load protocol. Further on the musculus vastus lateralis at a concentric flexion at an angular velocity of 180/s before the load protocol. At musculus gastrocnemius medialis with a concentric extension at an angular velocity of 60/s and 180/s before the load protocol. And in the latter case, muscular gastrocnemius lateralis with a 60/sec concentric extension before the load protocol. Statistically significant results according to the mean amplitude were obtained in the musculus vastus medialis at a concentric flexion with an angular velocity of 180/s, when a concentric extension at an angular velocity of 60/s and 180/s after the load protocol. Further on musculus vastus lateralis with a concentric flexion with an angular velocity of 180/s. At musculus semitendinosus at a concentric extension at an angular velocity of 60/s, at a concentric flexion at an angular velocity of 60/s, and at an eccentric flexion at an angular velocity of 60/s after the load protocol. At musculus gastrocnemius medialis with a concentric flexion at an angular velocity of 180/s and a concentric extension at an angular velocity of 60/s after the load protocol. At musculus gastrocnemius lateralis with a concentric extension at an angular velocity of 60/s after the load protocol and the muscular biceps femoris at a concentric flexion at an angular velocity of 180/s. According to statistical data, the effect of fatigue on muscle activity during the season was demonstrated. Muscle activity at the start and end of the season is statistically significant and this increases the risk of an accident.

9 Referenční seznam

Alkjær, T., Simonsen E., S., Magnusson S., P., Dyhre-Poulsen, P., Aagaard, P. (2012). Antagonist muscle moment is increased in ACL deficient subjects during maximal dynamic knee extension. *The Knee*, 19 (2012) 633–639. Retrieved 15. 3. 2017 from Ebsco on the world wide web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=5cf1a784-52d9-4b9a-b979-accbc0eb3c81%40sessionmgr4009>

Aagard, P., Simonsen, E. B., Anderson, J. L., Magnusson, S. P., Bojsen-Møller, F., Dyhre-Poulsen, P. (2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 10(2), 58–67. Retrieved 15. 3. 2017 from Ebsco on the world wide web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=605b39f7-4ce9-4152-af18-d35d97a2fc90%40sessionmgr4006>

Anonymous, (2017). Elektromyografie. *Patobiomechanika a patokineziologie kompendium*. Retrieved from Patobiomechanika a patokineziologie on the world wide web: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/experiment_metody_emg.php

Anonymous, (2017). Typy svalových vláken. *Patobiomechanika a patokineziologie kompendium*. Retrieved from Patobiomechanika a patokineziologie on the world wide web: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/tkane_svalove_vlakna.php

Baltzopoulos, B., King, M., Gleeson, N., & De Ste Croix, M. (2012). The bases expert statement on measurement of muscle strength with isokinetic dynamometry. *The Sport and Exercise Scientist*, 31, 12–13. Retrieved from EBSCO on the world wide web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=76b535a1-b8aa-49e9-a9ec-b57941e011e6%40sessionmgr4007>

Baroni, B. M., Stocchero, C. M. A., Espírito Santo, R. C., Ritzel, C. H., Vaz, M. A. (2011). The effect of contraction type on muscle strength, work and fatigue in maximal isokinetic exercise. *Isokinetics and Exercise Science*, 19 (3), 215-220. Retrieved 15. 3. 2017 from Ebsco on the world wide web:

<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=2b35d270-c740-4cf7-a37c-51ef81fb2724%40sessionmgr102&vid=9&hid=108>

Bassa, H., Kotzamanidis, Ch., Siatras, T., Mameletzi, D., Skoufas, D., (2002). Coactivation of knee muscles during isokinetic concentric and eccentric knee extensions and flexions in prepubertal gymnasts. *Isokinetics and exercise science*, 10(3), 137–144. Retrieved 15. 3. 2017 from Ebsco on the world wide web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=6e6fdedf-0283-4127-b1bf-f5adb8c9ebe4%40sessionmgr103&vid=2&hid=108>

Brown, L., E., (2000). *Isokinetics in human performance*. Davie, Florida: Atlantic University

Cortes, N., Greska, E., Ambegaonkar, J. P., Kollock, R. O., & Onate, J. A. (2014). Knee kinematics is altered post-fatigue while performing a crossover task. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22(9): 2202–2208. Retrieved from NCBI on the world wide web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3959636/pdf/nihms525582.pdf>

Cowley, J. C., Gates, D. H., (2016). Proximal and distal muscle fatigue differentially affect movement coordination. *PLOS*. Retrieved from Ebsco on the world wide web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=3485bc89-b83b-4cf2-bf56-bb4cc46384ae%40sessionmgr103&hid=108>

Černý, P., (2016). *Hodnocení aktivity vybraných svalů pomocí poly-EMG před a po absolvování únavového protokolu u fotbalistů žákovských kategorií po skončení sezóny*. Olomouc.

Čihák, R. (2008). *Anatomie I* (3rd Ed.). Praha: Grada Publishing.

Dubjaková, E., (2009). Metody mnohonásobného porovnávání pro jednoduché třídění. Retrieved from Ebsco on the world wide web: https://is.muni.cz/th/151390/prif_m/diplomova_prace_ed.pdf

Dupalová, D., Zaatari, A., M., Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie – poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(1), 26-30.

De Ste Croix, M. B. A., Priestley, A. M., Lloyd, R. S., Olivers, J. L., (2015). ACL injury risk in elite female youth soccer: Changes in neuromuscular control of the knee following soccer-specific fatigue. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25, 531 – 538. Retrieved from EBSCO on the world wide web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=c26316d6-918a-45d2-8430-3bdaac365604%40sessionmgr103&vid=3&hid=108>

- De Luca, C. J. (1997). The use of electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, 13, 135-163. Retrieved from DeLucafoundation on the world wide web: <https://www.delucafoundation.org/download/bibliography/de-luca/078.pdf>
- Dirnberger, J., Huber, Ch., Hoop, D., Kösters, A., Müller, E. (2013). Reproducibility of concentric and eccentric isokinetic multi-joint leg extension measurements using the IsoMed 2000-system. *Isokinetics and Exercise Science*, 21, 195-202. Retrieved from EBSCO on the world wide web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=e7a7be2c-37b0-412d-9205-14dfd088efa9%40sessionmgr4008>
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing.
- Dylevský, I., Ježek, P. (2017). Obecná kineziologie. *Základy kineziologie*. Retrieved from Obecná kineziologie on the world wide web: <http://vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/1a3a5.htm>
- Eniseler, N., Sahan, C., Vurgun, H., Mavi, H., F. (2012). Isokinetic strength responses to season-long training and competition in Turkish elite soccer players. *Journal of Human Kinetics*, 31, 159-168. Retrieved from ReserchGate on the world wide web: https://www.researchgate.net/publication/236043691_Isokinetic_Strength_Responses_to_Season-long_Training_and_Competition_in_Turkish_Elite_Soccer_Players
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie* (J. Herget, K. Rakušan, Trans.). Praha: Galén. (Original work published 2003).
- Habets, B., Staal, J., B., Tijssen, M., Cingel, R., (2018). Intrarater reliability of the Humac NORM isokinetic dynamometer for strength measurements of the knee and shoulder muscles. *BMC Research Notes*. Retrieved 25. 3. 2018 from Ebsco on the world wide web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=10ea9f59-8e6f-4739-9e97-36e8f21d8127%40sessionmgr120>
- Hamill, J., Knutzen, K. M., (2009). *Biomechanical basis of human movement* (3rd. ed.). Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins.
- Hassanlouei, H., Arendt-Nielsen, L., Kersting, U.G., Falla, D., (2012). Journal of Electromyography and Kinesiology, June, 22(3), 342-347. Retrieved from Ebsco on the world wide web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=3&sid=5448ebd2-d82f-4ae2-b9e6-8ddc6ca3045e%40sessionmgr104&hid=126&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWlmc210ZT11ZHMtbGl2ZQ%3d%3d#db=edselp&AN=S1050641112000168>

- Hodder, J. N., Plashkes, T. E., Franklin, R. A., Hickey, H. K., Maly, M. R., (2014). Effect of submaximal exercise of knee coactivation in young and middle-aged women. *Journal of Applied Biomechanics*, 30, 269-275. Retrieved from NCBI on the world wide web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24145898>
- Hůlka, K., Lehnert, M., Bělka, J., (2017). *Reliability and validity of basketball-specific fatigue protocol simulating match load*. Palacký University Olomouc, Olomouc, Czech Republic
- Kapandji, A., I., (1993). *The Physiology of the Joints - vol 3, The spinal column, pelvic girdle and head*. Edinburg: Churchill Livingstone. "
- Kittnar, O., (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada
- Kiyama R., Kawadab, M., Tokunagac, K., Ohwatashia, A., Fukudomea,K., Yone K., Yoshimotoa, Y., Ohshige, T., Maeda T., (2014). The effect of force sensation on the ability to control muscle force during fatigue condition. *Isokinetics and Exercise Science* 22 (2014) 287–293. . Retrieved 31. 3. 2017 from Ebsco on the world wide web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=7&sid=91412832-7f77-4bfb-937c-228e087cf510%40sessionmgr4006&hid=4105>
- Konrad, P., (2006). *The ABC of EMG*. Scottsdale, AZ: Noraxon U.S.A. Inc
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Lehnert, M. a kol. (2012). *Anaerobic performance: assesment and training*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Máček, M., Vávra, J., (1988). *Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže*. 2.vyd. Praha: Avicenum.
- Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L., Germán, A., (2010). Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Med Esport*, 45 (165), 121-130. Retrieved from Ebsco on the world wide web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=45592270-eef1-4ddb-b3fc-fea07d560f0f%40sessionmgr4009>
- Mayer, M., Smékal, D., (2004). *Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2004(3), 111-117.
- Needs, N. A., (2017). Strengthening proximal hip musculature for prevention of patellofemoral pain and acl injuries in female football players. *Journal of Australian Strength and Conditioning*, 25(1), 37-47. Retrieved from Ebsco on the world wide web:

<http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=2&sid=e1b138b3-8155-443c-bfd3-8acffdd07024%40sessionmgr104&hid=126>

Niespodzinski, B., Lukowicz, M., Mieszkowski, J., (2013). Differences in bioelectrical activity of quadriceps muscle during various types of contraction. *Baltic journal fo health and physicla activity, Vol. 5, No. 3, 2013, 184-190*. Retrieved 25. 3. 2017 from Ebsco on the world wide web:

<http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=b9c3d09a-9e43-4e7e-b22f-6468b7952a4b%40sessionmgr4009&hid=4102>

Nováková, P., Šifta, P., Pavelková, Z., Judl, J., Dastyh, P., Bahníková, E., (2012). Komparace účinků různých forem regenerace po zátěži pomocí myotonometrie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 3*, 144-148. Retrieved from Ebsco on the world wide web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=2d667220-826f-43cf-b9e0-0b879f8bb01e%40sessionmgr104&vid=2&hid=108>

Novotný, J., (2017). Kapitoly sportovní medicíny. *MUNI*. Retrieved from IS MUNI on the world wide web: <https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/kapitolysportmed/pages/13-regenerace.html>

Nuno, O., Ross, S. H., (2017). Full Length Article: Effects of knee action phase and fatigue on Rectus Femoris and Biceps Femoris co-activation during the eggbeater kick. [Human Movement Science](#) January 2017 51:82-90. Retrieved 25. 3. 2017 from Ebsco on the world wide web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=7&sid=b9c3d09a-9e43-4e7e-b22f-6468b7952a4b%40sessionmgr4009&hid=4102&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc2l0ZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#db=edselp&AN=S0167945716302366>

Raba, L., (2015). Elektromyografická analýza svalů dolní končetiny v závislosti na rostoucí svalové únavě. *CUNI*. Retrieved from on the world wide web: <https://is.cuni.cz/webapps/zzp/download/120181240>

Ratamess, N., A., Beller, N., A., Gonzalez, A., M., Spatz, G., E., Hoffman, J., R., Ross, R., E., Faigenbaum, A., D., Kang, J. (2016). The effects of multiple-joint isokinetic resistance training on maximal isokinetic and dynamic muscle strength and local muscular endurance. *Journal of Sports Science and Medicine, 15*, 34-40. Retrieved from EBSCO on the world wide web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=b6c1dd3a-2eb8-47d9-82ba-cff949d50d3c%40sessionmgr101>

- Rebai, H., Zarrouk, N., Sahli S., Tabka, Z., Hug, F., & Dougi, M. (2012). Effect of heavy isokinetic intermittent exercise on acute neuromuscular fatigue in knee extensors. *Isokinetic and Exercise Science*. 20, 121-128. Retrieved from EBSCO on the world wide web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=0b193d84-7b65-4f7b-bf8e-986b39bd1c0b%40sessionmgr4010>
- Roig, M., O'Brien, K., Kirk, G., Murray, R., McKinnon, P., Shadgan, B., Reid, W. D., (2009). The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med* 43(8), 556–568. Retrieved 31. 3. 2017 from Ebsco on the world wide web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/detail/detail?vid=2&sid=19508a71-ef3b-4a35-b50d-52b319619869%40sessionmgr4008&hid=4105&bdata=JmF1dGh0eXBIPXNoaWImc2lOZT1lZHMtbGl2ZQ%3d%3d#AN=S0531556510001221&db=edselp>
- Rokyta, R., et al. (2015). *Fyziologie a patologická fyziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Roy, S. H., De Luca, G., Cheng, M. S., Johansson, A.; Gilmore, L. D., De Luca, C. J., (2007). Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 447-457. Retrieved 31. 3. 2017 from NCBI on the world wide web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17458582>
- Scanlan, A. T., Fox, J. L., Borges, N. R., Dalbo, V. J., (2016). The Commonality Between Approaches to Determine Jump Fatigue During Basketball Activity in Junior Players: In-Game Versus Across-Game Decrements. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 2017, 12, 260 -263. Retrieved 31. 3. 2017 from Ebsco on the world wide web: <http://eds.a.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=91412832-7f77-4bfb-937c-228e087cf510%40sessionmgr4006&hid=4105>
- Skurvydas, A., Brazaitis, M., Kamandulis, S., Mickevicienė, D., Karanauskienė, D., (2013). Eccentrically-induced fatigue in voluntary muscle performance: The effect of muscle length and contraction type. *Sportas Nr. 3 (82); 201, 37–44; Biomedicinos Mokslai*. Retrieved 31. 3. 2017 from Ebsco on the world wide web: <http://eds.b.ebscohost.com/eds/pdfviewer/pdfviewer?sid=7279cbbe-cb66-4680-8c35-b7869a561155%40sessionmgr101&vid=10&hid=108>
- Timmins, R. G., Opar, D. A., Williams, M. D., Schache, A. G., Dear N. M., & Shildel, A. J. (2014). Reduced biceps femoris myoelectrical activity influences eccentric knee flexor weakness after repeated sprint running. *Scand J Med Sci Sports*. 24, 299-305. Retrieved from ncbi on the world wide web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24422638>

Troen, B. R., (2003) The Biology of Ageing. *The Mount Sinai Journal of Medicine* , January, 70, 3-22. Retrieved from ncbi on the world wide web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12516005>

Víznerová, E. (2016). *Hodnocení unavitelnosti vybraných svalů dolní končetiny během koncentrické a excentrické kontrakce před a po zátěži pomocí poly-EMG u hráčů basketbalu*. Olomouc.

Wojtys, E. M., Huston, L. J., (2000). Longitudinal Effects of Anterior Cruciate Ligament Injury and Patellar Tendon Autograft Reconstruction on Neuromuscular Performance. *American Journal of Sports Medicine*, 28, 336-344. Retrieved from ncbi on the world wide web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10843124>

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken N. J.: Wiley.

9 Tabulky

Tabulka 1. Rozdělení typů svalových vláken. Kittnar, O, (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada

Tabulka 2. Typy svalových vláken dle Kompendia. Anonymous, (2017). Typy svalových vláken. *Patobiomechanika a patokineziologie kompendium*. Retrieved from Patobiomechanika a patokineziologie on the world wide web: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/tkane_svalove_vlakna.php

Tabulka 3. Dělení vnějších a vnitřních faktorů. Dupalová, D., Zaatar, A., M., Z. (2015). Problematika použití povrchové elektromyografie – poznámky k vybraným aspektům aplikace v léčebné rehabilitaci. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(1), 26-30. Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.