

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ AKTIVITY VYBRANÝCH SVALŮ DOMINANTNÍ DOLNÍ
KONČETINY POMOCÍ POLY-EMG BĚHEM KONCENTRICKÉ A
EXCENTRICKÉ KONTRAKCE PŘED A PO ABSOLVOVÁNÍ ÚNAVOVÉHO
PROTOKOLU U FOTBALISTŮ ŽÁKOVSKÝCH KATEGORIÍ**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Adela Fialová

Vedoucí práce: Mgr. Amr Mohamed Zaki Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2016

BIBLIOGRAFICKÁ IDENTIFIKACE

Jméno a příjmení autora: Bc. Adela Fialová

Název diplomové práce: Hodnocení aktivity vybraných svalů dominantní dolní končetiny pomocí poly-EMG během koncentrické a excentrické kontrakce před a po absolvování únavového protokolu u fotbalistů žákovských kategorií.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2016

Abstrakt: Cílem této práce bylo zhodnotit aktivitu vybraných svalů na dominantní dolní končetině během izotonické kontrakce u mladých fotbalistů. Výzkumný soubor tvořilo 23 fotbalistů (věk: $15,7 \pm 0,82$ let) týmu SK Sigma Olomouc. Aktivita svalů dolní končetiny byla měřena pomocí izokinetického dynamometru IsoMed 2000 a elektromyografického přístroje NORAXON-MYOSYSTEM 1400A. Hodnoceno bylo celkem 8 svalů (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. vastus medialis, vastus lateralis) v režimu koncentrické a excentrické kontrakce při úhlových rychlostech $60^\circ/s$ a $120^\circ/s$. Měření se provádělo ve třech sériích po třech opakováních před a po absolvování únavového protokolu (SAFT⁹⁰). Při vyhodnocování EMG signálu byly sledovány parametry mean frequency a mean amplitude. Výsledky výzkumné práce ukázaly statisticky významný rozdíl pouze v parametru mean amplitude u m. rectus femoris během koncentrické kontrakce při úhlové rychlosti $120^\circ/s$ ($p = 0,009$). Na aktivitu ostatních svalů dominantní dolní končetiny neměla únava signifikantní vliv.

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

BIBLIOGRAPHICAL IDENTIFICATION

Author's first name and surname: Bc. Adela Fialová

Title of the bachelor's thesis: Assessment of the activity of selected muscles of the dominant lower extremity by means of poly-EMG during concentric and eccentric contraction before and after completing the fatigue protocol in footballers of pupil's categories.

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Amr Mohamed Zaki Zaatari, Ph.D.

The year the thesis was defended: 2016

Abstract: The aim of the thesis was to assess the activity of selected muscles on the dominant lower extremity during isotonic contraction in young footballers. The research set consisted of 23 footballers (aged: 15.7 ± 0.82 years) of the team SK Sigma Olomouc. The activity of the muscles of lower extremity was measured by means of the isokinetic dynamometer IsoMed 2000 and the electromyographic apparatus NORAXON-7MYOSYSTEM 1400A. In total, 8 muscles were assessed (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. vastus medialis, vastus lateralis) in the mode of concentric and eccentric contraction at angular velocities of $60^\circ/\text{s}$ and $120^\circ/\text{s}$. The measurement was performed in three series of three repetitions each before and after completing the fatigue protocol (SAFT⁹⁰). In evaluating the EMG signal, the parameters of mean frequency and mean amplitude were followed. The results of the research work showed a statistically significant difference only in the parameter of mean amplitude in m. rectus femoris during concentric contraction at angular velocity of $120^\circ/\text{s}$ ($p = 0.009$). The fatigue did not have any significant impact on the activity of the other muscles of the dominant lower extremity.

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Amr Mohamed Zaki Zaatara, Ph. D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 20.4.2016

Děkuji Mgr. Amru Zatarovi, Ph.D. za odborné vedení a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. Dále děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat. Závěrem chci poděkovat celému výzkumnému kolektivu za vstřícný přístup při realizaci měření.

OBSAH

1 ÚVOD	9
2 PŘEHLED POZNATKŮ	10
2.1 Anatomie a kineziologie kolenního kloubu	10
2.1.1 Artikulující kosti	10
2.1.2 Statické stabilizátory	10
2.1.3 Dynamické stabilizátory	11
2.1.4 Pohyby v kolenním kloubu	11
2.2 Příčně pruhovaný kosterní sval	11
2.2.1 Anatomie svalu	12
2.2.2 Fyziologie svalu	13
2.2.3 Typy svalových vláken	13
2.2.3.1 Pomalá vlákna typu I (slow twitch, slow oxidative)	14
2.2.3.2 Rychlá vlákna typu II	14
2.2.4 Inervace svalu	15
2.2.4.1 Motorická jednotka	15
2.2.5 Funkce svalu	16
2.2.5.1 Mechanismus svalového stahu	16
2.2.5.2. Zevní projevy svalové činnosti	16
2.2.5.3 Typy svalové kontrakce	17
2.3 Únava	18
2.3.1 Periferní únava	20
2.3.2 Centrální únava	20
2.3.3 Únava a věk	21
2.4 Regenerace	21
2.5 Povrchová elektromyografie	22
2.5.1 Podstata bipolárního snímání a přenos signálu	22
2.5.3 Faktory ovlivňující snímaný signál	23
2.5.4 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu	23
2.5.5 Limity elektromagnetického měření	24
2.5.6 Povrchová elektromyografie a únava	25
2.5.7 Povrchová elektromyografie a svalová síla	25
2.6 Izokinetická dynamometrie	26
2.7 Studie	27
3 CÍLE A HYPOTÉZY	30
3.1 Cíl diplomové práce	30
3.2 Dílčí cíle	30
3.3 Hypotézy	30
4 METODIKA	31
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	31
4.2 Příprava před měřením	31
4.2.1 Technické podklady měření	31
4.2.2. Umístění elektrod	32
4.4 Postup měření	33
4.5 Únavový protokol	35

4.6 Analýza poly-EMG.....	36
4.7 Statistické zpracování dat	36
5 VÝSLEDKY	37
5.1 Hypotéza H01	37
5.2 Hypotéza H02	41
5.3 Hypotéza H03	43
5.4 Hypotéza H04	48
6 DISKUZE.....	50
7 ZÁVĚR	55
8 SOUHRN	56
9 SUMMARY	57
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	58
11 PŘÍLOHY	67

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ACL - přední zkřížený vaz

AM - anteromediální svazek

BF - musculus biceps femoris

EXC - excentrická kontrakce

GL - musculus gastrocnemius lateralis

GM - musculus gastrocnemius medialis

H/Q poměr - poměr momentu síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu

H/Q_{KON} - konvenční H/Q poměr

H/Q_{FUN} - funkční H/Q poměr

KON - koncentrická kontrakce

m - musculus

PL - posterolaterální svazek

RF - musculus rectus femoris

SEMG - povrchová elektromyografie

ST - musculus semitendinosus

TA - musculus tibialis anterior

VL - musculus vastus lateralis

VM - musculus vastus medialis

UR - úhlová rychlost

1 ÚVOD

Diplomová práce je součástí výzkumného projektu, který zkoumá vliv únavy na riziko poranění kolenního kloubu a okolních svalů u fotbalistů žákovských kategorií.

Úraz kolenního kloubu patří mezi druhá nejčastější poranění dolní končetiny, kdy ve fotbale je číslem jedna přetržení předního zkříženého vazů (ACL) (Joseph et al., 2013; Waldén, Hagglund, Magnuson & Ekstrand, 2011; Waldén et al., 2015; Rumpf & Cronin, 2012). Waldén et al. (2011) uvádí, že u profesionálních fotbalistů dojde k poranění ACL průměrně u jednoho hráče během dvou sezón. Riziko poranění se objevuje ve všech věkových kategoriích, zajímavá je však incidence u hráčů ve věku 13-18let (Shea, Pfeiffer, Wang, Curtin & Apel, 2004).

Riziko poškození roste s věkem a objevuje se častěji u žen. Poranění jsou až sedmkrát častější při fotbalových utkáních v porovnání s tréninkem a vyskytují se přednostně v druhé polovině zápasu (Joseph et al., 2013). Studie se liší v procentuálním vyjádření mechanismu vzniku poranění, ale více jak polovina je non-kontaktních a pouze malé procento (6%) vzniká přímým kontaktem. Waldén et al. (2015) uvádí, že poranění vznikají nejčastěji při pressingu, znovuzískání rovnováhy po odkopnutí míče a dopadu po hlavičkování. Všechny tyto situace jsou posturálně náročné a vyžadují zvýšenou neuromuskulární kontrolu.

Zlepšením rovnováhy v aktivitě dynamických stabilizátorů se sníží riziko poranění ACL. Hamstringy jsou totiž přímým agonistou ACL a v případě jejich oslabení dochází ke zvýšenému tahu m. quadriceps femoris na tibií a možnému riziku poranění (Chmielewski, Hurd & Snyder-Mackler, 2005). Jelikož je větší prevalence úrazů kolenního kloubu v druhé polovině utkání, hraje svou roli také únava, která může ovlivňovat svalovou souhru (Olyaei et al., 2006).

Cílem této práce bylo zhodnotit aktivitu svalů dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie před a po absolvování únavového protokolu, který odpovídal standardizovanému fotbalovému utkání. Pomocí parametrů mean frequency a mean amplitude jsme zjišťovali, zda u vybraných svalů došlo ke změně aktivity svalů vlivem únavy.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Anatomie a kineziologie kolenního kloubu

2.1.1 Artikulující kosti

Kolenní kloub je nejsložitější kloub lidského těla tvořený femurem, tibií a patelou (Čihák, 2011). Základ tvoří tibia a femur, jehož kondyly jsou zakřiveny a rozdílně orientovány. Menší vnější kondyl je téměř sagitálně a vyčnívá více dopředu, vnitřní se k němu stáčí a přibližuje předním okrajem (Čihák, 2011; Dylevský, 2009).

Nedostatečná inkongurence kloubních ploch tibie a femuru je vyrovnána pomocí pohyblivých semilunární chrupavek, tzv. menisků, které jsou po obvodu připevněny ke kloubnímu pouzdru a okolním vazům. Při pohybech v kloubu se menisky posouvají dozadu a zpět, kdy větší rozsah pohyb provádí laterální meniskus (Čihák, 2011).

Zatímco mediální kondyl tibie je bikonkávní, laterální kondyl je konkávní ve frontální rovině a konvexní v rovině sagitální. Výsledkem je relativně stabilní mediální kondyl femuru, zatímco laterální kondyl femuru klouže po konvexní ploše laterálního kondylu tibie. Stabilita potom závisí na integritě předního zkříženého vazů (Kapanji, 1987).

2.1.2 Statické stabilizátory

Kromě menisků se mezi statické stabilizátory řadí i vazivový aparát kolenního kloubu. Nejdůležitější stabilizátorem jsou zkřížené vazy, především přední zkřížený vaz (ACL). ACL se skládá ze tří svazků, pojmenovaných podle místa úponu na tibií. Nejdelší a nejnáchylnější na poranění je anteromediální svazek (AM), který se nachází více povrchově. Zatímco posterolaterální svazek (PL) je umístěn na femuru laterálněji. Mezi nimi se nachází intermediální svazek, který se anatomii a biomechanikou podobá AM svazku (Kapanji, 1987; Prodromos, 2008). Při pohybu kolene dochází ke změně postavení úponů svazků vůči sobě a vzájemnému obtáčení a křížení. PL svazek je v největším napětí při extenzi a relaxuje při flexi. AM svazek

naopak při extenzi relaxuje a maximální napětí dosahuje při 60° flexi kolene. Vaz tedy napomáhá anteroposteriorní, laterální a rotační stabilitě kolene (Kapanji, 1987). Dále se podílí na laterální stabilitě ve všech úhlech flexe jako sekundární ochrana proti valgotizaci a varotizaci kolene (Micheo, Hernández & Seda, 2010).

2.1.3 Dynamické stabilizátory

Anteriorní stabilitu zajišťuje m. quadriceps femoris, především mediální a laterální vastus, které při extenzi kolene optimalizují polohu a přítlačnou sílu pately. Mediální stabilita je zajištěna pomocí pes anserinus, který jako jediný stabilizátor není součástí kloubního pouzdra. Na laterální straně se nachází tractus iliotibialis (Kapanji, 1987). Opomíjeným stabilizátorem je m. popliteus, jehož přetížení vede k nestabilitě kolenního kloubu (Nýdrle & Veselá, 1992). Na posteriorní straně hraje svou roli m. gastrocnemius medialis a lateralis. (Kapanji 1987; Nýdrle & Veselá, 1992).

2.1.4 Pohyby v kolenním kloubu

V kolenním kloubu je šest stupňů volnosti, kdy základním postavením je plná extenze, která se označuje jako tzv. uzamčené koleno. Základním pohybem je potom flexe a zpětná extenze. Při semiflexi, tzv. odemčení kolene, je možné provést pasivní addukci (varotizace) a abdukci (valgotizace) (Kapanji, 1987).

K flexi a extenzi se díky inkongurenci kloubních ploch automaticky přidávají další souhyby:

1. počáteční rotace-vnitřní rotace tibie při prvních 5° flexe, laterální kondyl se otáčí, mediální posouvá
2. valivý pohyb-femur se valí po plochách tibie a menisků
3. posuvný pohyb-dokončuje flexi.

Extenze probíhá opačně (Čihák, 2011).

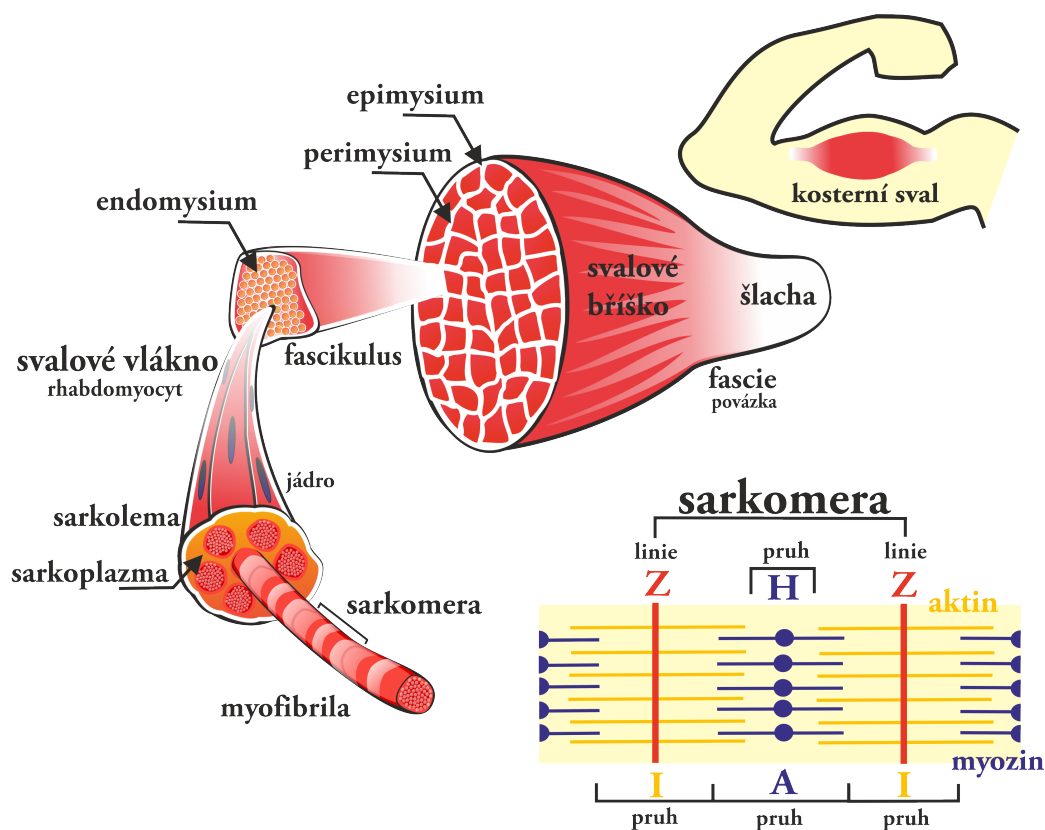
2.2 Příčně pruhovaný kosterní sval

Svalovou tkáň tvoří buňky, jež jsou schopny reagovat na podráždění změnou své délky nebo napětí. Základní vlastnost svalů je pružnost, pevnost, dráždivost a stažlivost (Rokyta, 2015). Příčně pruhovaný sval je řízený nervově (Čihák, 2011).

2.2.1 Anatomie svalu

Základní stavební jednotkou svalu jsou příčně pruhovaná vlákna, jejichž délka a tloušťka se liší v závislosti na jednotlivých svalech a interindividuálních rozdílech. Určité množství vláken (10-100) je spojeno vrstvičkou vaziva a vytváří primární svalový snopeček. Primární snopečky tvoří malé svaly zatímco u větších svalů jsou pak sdruženy a vytváří sekundární snopce. Sekundární snopce se mohou dále spojit a vytvořit snopce vyšších řádů. Na celém povrchu svalu je souvislá vazivová vrstva, perimysium externum (povrchová fascie), zatímco perimysium internum obaluje a sdružuje svalová vlákna a svalové snopce (Čihák, 2011; Nečas, 2004).

Součástí svalové jednotky je šlacha složená z hustých paralelních kolagenních fibril mezi nimiž jsou vmezeřeny buňky svalu. Sval je spojen se šlachou přes vazivová vlákna endomysia, perimysia a epimysia, které vytváří silné vazivové snopce přecházející ve šlachu (Čihák, 2011).



Obrázek 1. Stavba kosterního svalu. Retrieved 17.10.2015 from the World Wide Web: http://www.wikiskripta.eu/images/a/a2/Kostern%C3%AD_sval.png

2.2.2 Fyziologie svalu

Svalové vlákno je ohraničeno sarkolemou, jejíž povrch je tvořen polysacharidy a kolagenními vlákny, přecházejícími ve šlachu. V některých místech se sarkolema zanořuje a vytváří tranzverzální tubuly (T-tubuly), které slouží k rychlejšímu přenosu akčního potenciálu do buněk. Vlastní kontraktilní aparát buňky tvoří aktin a myozin, což jsou vysoce polymerizované proteiny, jejichž uspořádání vytváří proužkovaný vzhled myofibril. (Kittnar, 2011; Nečas, 2004; Rokyta, 2015).

Myozinové vlákno je tvořeno myozinovými molekulami, které jsou do sebe navzájem zapleteny. Hlavy, které odstupují z myozinového vlákna mají schopnost štěpit ATP a tím zajišťují energii pro svalový stah (Kittnar, 2011; Rokyta, 2015).

Aktinové vlákno tvoří komplex aktinu, tropomyozinu a troponinu. Aktin je dvoušroubovice s aktivními místy, které jsou překrývány dvojšroubovicí tropomyozinu. Troponin je bílkovina spojující aktinové a tropomyozinové vlákno, kdy po napojení vápenatých iontů aktivuje celý komplex (Rokyta, 2015). Množství sarkoplazmatického retikula a vápenatých iontů ovlivňuje rychlost reakce svalového vlákna (Ganong, 2005).

Funkční jednotku příčně pruhovaného svalu je sarkomera, která je ohraničena dvěma Z-liniemi. Ty jsou tvořeny silnou vazivovou přepážkou do níž se zapojují aktinová vlákna. Myozinová vlákna jsou uložena rovnoběžně s aktinovými vlákny a přecházejí přes střed sarkomery, kde jsou fixována bílkovinou tvořící M-linii (Rokyta, 2015).

V místech kde se nachází pouze vlákna aktinová, je zóna stejnorodá (izotropní, I-proužek). Uprostřed ji dělí Z-line. Místa, kde se překrývají aktinová a myozinová vlákna je naopak nesourodý, anizotropní (A-proužek). H-zóna se nazývají místa pouze s vlákny myozinovými. H-zóna je částí A-proužku a uprostřed ji dělí M-linie (Kittnar, 2011; Nečas, 2004; Rokyta, 2015).

2.2.3 Typy svalových vláken

Funkcí kosterní svalstva jsou různorodé aktivity od dlouhodobého udržování postury až po rychlý explozivní pohyb jako reakce na nečekaný podnět. Aby toho

byly svaly schopné, jsou tvořeny různými svalovými vlákny, které se liší způsobem metabolismu, rychlostí kontrakce a schopností využití vápenatých iontů (Westerblad, Bruton & Katz, 2010). Člověk má tři typy svalových vláken, jeden pomalého a dva rychlého typu. Vlákna jedné motorické jednotky jsou vždy stejná, ale liší se poměrem, podle kterého se pak rozdělují na fazické a tonické svaly (Kittnar, 2011). Zároveň velikost svalového vlákna závisí na zatížení během růstu a dramaticky se zvyšuje s věkem (Stratton, Reilly, Williams & Richardson, 2004).

2.2.3.1 Pomalá vlákna typu I (slow twitch, slow oxidative)

Jsou to vlákna jejichž mechanická odpověď na jeden akční potenciál trvá déle (i 200 ms) a má delší latenci (desítky ms). Vlákna jsou schopna udržovat určité malé napětí po dlouhou dobu bez energetického vyčerpání, což je dáno závislostí na oxidativním metabolismu a nepřetržitých dodávkách ATP z glukózy. Vlákna obsahují velké množství kapilár, mitochondrii a myoglobinu. Naopak mají malé množství kontraktilních filament a nejsou schopny vygenerovat mechanickou odpověď o velké svalové síle. Vlákna jsou inervována z menších motoneuronů (Kittnar, 2011).

2.2.3.2 Rychlá vlákna typu II

Jsou to vlákna jejichž mechanická odpověď má krátkou latenci (jednotky ms) a trvá kratší dobu (50ms). Tato vlákna jsou schopna při mechanické odpovědi generovat velkou sílu a rychlost. Obsahují velké endoplazmatické retikulum, což umožňuje rychlé, synchronní uvolňování Ca iontů při svalové kontrakci (Kittnar, 2011). Svalová vlákna typu II rychleji podléhají únavě ve srovnání s vlákny typu I (Allen, Lamb & Westerblad, 2008). Rychlá svalová vlákna typu II se dále dělí na:

Únavě odolná rychlá vlákna IIA (intermediate twitch, fast oxidative glycolitic)

Vlákna provádí rychlou dynamickou kontrakci a zároveň poměrně dobře odolávají únavě (Allen et al., 2008; Kittnar, 2011).

Unavitelná rychlá vlákna IIB (fast twitch, fast glycolitic)

Mají velké zásoby glykogenu, ze kterého získávají pomocí anaerobní glykogenolýzy ATP. Zároveň při jejich aktivaci dochází k rychlé přeměně glykogenu na laktát. Pro obnovení zásob je potřeba regenerace trvající několik hodin (Kittnar, 2011).

2.2.4 Inervace svalu

Příčně pruhovaný sval je inervovaný motorickými, senzitivními a vegetativními vlákny. Motorická vlákna jsou neurity motorických buněk z předních rohů míšních , které vycházejí předními kořeny a zakončují se rozvětvením na jednotlivých svalových vláknem pomocí nervosvalové ploténky. Motorická ploténka je na svalovém vlákně tvořena nahromaděním protoplazmy a jader, do kterého vstupuje nervové vlákno. Senzitivní vlákna začínají na svalových a šlachových vřeténkách a vstupují do míchy přes zadní kořeny. Svalové vřeténko je tvořeno několika svalovými vlákny, která jsou uzavřena do vřetenovitého vazivového obalu. Nervové vlákno vytváří anulospirální zakončení, kdy po průchodu obalem vřeténka ztrácí myelinovou pochvu a osově vlákno se oploští a spirálovitě obtáčí kolem středního svalového vlákna ve vřeténku. V blízkosti úponu svalových vláken do šlachy jsou Golgiho tělíska. Ty jsou inervována jinými senzitivními vlákny, které také ztrácejí myelinovou pochvu a rozvětvují se mezi šlachovými vlákny. Vegetativní vlákna vedou k cévám, svalovým vřeténkům a svalovým vláknům, kde působí na činnost svalu přímo nebo pomocí mediátoru (Seliger, 1959).

2.2.4.1 Motorická jednotka

Motorická jednotka svalu je skupina svalových vláken inervovaných jedinou nervovou buňkou, tzv. motoneuronem (Čihák, 2011; Pfeiffer, 2007; Reilly & Williams, 2003). Velikost motorické jednotky je charakterizována počtem inervovaných svalových vláken a je závislá na síle a přesnosti pohybu konkrétního svalu. Obecně svaly u nichž je nutné precizní zapojení mají menší motorické jednotky v porovnání s velkými svaly, které jsou tvořeny i stovkami svalových vláken (Kittnar, 2011; Rilley & Williams, 2003). Malé motorické jednotky typu I jsou méně

unavitelné a zapojují se při běžných denních aktivitách a při udržování postury, zatímco velké motorické jednotky typu II se zapojují při silných a rychlých kontrakcích (Reilly & Williams, 2003).

2.2.5 Funkce svalu

Hlavní funkcí svalu je jeho stah, nebo-li kontrakce, což je výsledek přeměny chemické energie na mechanickou a navazuje na excitaci vzrušivé membrány svalových buněk (Kittnar, 2011; Seliger, 1959).

2.2.5.1 Mechanismus svalového stahu

Akční potenciál svalové buňky se dostává po membráně přes vychlípeniny sarkolemy hluboko do vlákna. Zde dochází k depolarizaci membrány a sarkoplazmatického retikula a následnému uvolnění vápenatých iontů, které se vyplaví do sarkolemy a připojí na troponin. Ten mění svoji prostorovou konfiguraci a usnadní tropomyozinu, aby se vnořil mezi vlákna aktinu a tím zpřístupnil jeho aktivní místa. Do aktivních míst se dostávají hlavy myozinu a vytváří se spojení mezi aktinem a myozinem. Myozinové vlákno tak přitahuje dvě aktinová vlákna, která jsou zakotvená do protilehlých Z-proužků. Dochází ke zkrácení sarkomery, myofibril a celého svalu (Rokyta, 2015).

2.2.5.2. Zevní projevy svalové činnosti

Svalové projevy mají buď elektrický nebo mechanický charakter a jsou vzájemně provázané. Při elektrické aktivaci dochází k přesně řízenému a synchronizovanému vyplavování vápenatých iontů do plazmy, zatímco při mechanické aktivaci je nutno dosáhnout požadované síly a dynamiky stahu. Základním mechanickým prvkem kontrakce je svalový záškub, který lze vyvolat i jediným akčním potenciálem motoneuronu. Jeho časový rozvoj závisí na typu svalového vlákna. Záškub začíná po depolarizaci sarkolemy, před koncem její repolarizace, a končí chvíli poté. Síla kontrakce svalu je závislá na počtu aktivovaných motorických jednotek a jejich typu a zároveň na frekvenci akčních potenciálů motorického neuronu (Kittnar, 2011)

Síla svalové kontrakce je regulována pomocí časové a prostorové sumace. Při časové sumaci začnou izolované svalové záškuby splývat a to díky zvyšující se frekvenci akčních potenciálů. Při vyšší frekvenci se ztrácí refrakterní fáze a další trhnutí nasedá na předchozí, což způsobí nárůst síly kontrakce. Mechanickou odpovědí na časovou sumaci je tetanický stah. Ten může být kompletní (úplný, hladký), kdy nedochází k poklesu síly kontrakce mezi jednotlivými akčními potenciály, nebo inkompletní (neúplný, vlnitý), při kterém dochází k poklesu síly mezi jednotlivými akčními potenciály. Maximální síla kontrakce je při hladkém tetanu, kdy je dosažena efektivní koncentrace vápenatých iontů v sarkomeře. Prostorová sumace nastává, jestliže se síly různých motorických jednotek jednoho svalu sečtou při jejich časově blízké aktivaci (Kittnar, 2011).

2.2.5.3 Typy svalové kontrakce

Při kontrakci vyvíjí určité množství svalových vláken napětí, které se projeví jako síla generující pohyb nebo stabilizující určitou polohu, avšak ne vždy musí dojít k viditelnému pohybu segmentů vůči sobě (Havličková, 2003). Typy kontrakce se dělí podle vnější zátěže, rozsahu kontrakce a směru pohybové akce na kontrakci izometrickou a izokinetickou. (Dylevský, 2009). Brown (2000) a Dvořák (2007) uvádí podle změny délky a napětí svalu také izotonickou, koncentrickou a excentrickou.

Izometrická svalová kontrakce

Při izometrické kontrakci dochází ke zvýšení napětí bez změny vzdálenosti mezi začátkem a úponem svalu (Dvořák, 2007). Během kontrakce vzniká pouze takové množství příčných můstků, aby došlo ke stabilizaci segmentu. V případě, že se zapojí jejich větší množství, dojde ke kontrakci koncentrické (Kenney, Wilmore & Costill, 2015).

Koncentrická svalová kontrakce

Při koncentrické kontrakci vede aktivita svalu k viditelnému přibližování úponů svalu (Dvořák, 2007). Sval provádí tzv. pozitivní práci (Brown, 2000).

Kosterní svaly jsou schopny se zkrátit o 30-50% klidové délky, ve výjimečných případech o 70% (Hamill & Knutzen, 2009). Síla při koncentrické kontrakci je vždy menší než při izometrické kontrakci při optimální délce svalu. Rychlost zkrácení svalu klesá se zvyšujícím se odporem (Bernacíková, Kalichová & Beránková, 2015).

Excentrická svalová kontrakce

Při excentrické kontrakci jsou svalové úpony oddalovány a sval provádí brzdící (decelerační) aktivitu (Dvořák, 2007). Probíhá tzv. negativní práce (Brown, 2000). Dochází k protažení svalu, které je způsobeno aktivitou antagonisty, tíhovou silou nebo jinou vnější silou. Zároveň se absorbuje energie, která se ve svalech ukládá ve formě deformační energie. Ta může být využita k následné koncentrické kontrakci (Hamil & Knutzen, 2009).

Excentrická kontrakce je také charakteristická bolestivostí svalů a únavou po prvním cvičení, což je dáno poškozením svalových vláken během kontrakce. Tento jev lze zmírnit adaptací svalu, při které dochází ke zvýšení počtu sarkomer a sekundárnímu posunu optimální délky svalu při aktivním napětí. Mírného excentrického cvičení lze využít v praxi například k ochraně svalu před dalším možným poškozením (Proske & Morgan, 2001; Yu, Jeong & Lee, 2015).

Izokinetická svalová kontrakce

Při izokinetickém pohybu je v plném rozsahu udržován konstantní moment hybnosti (Reilly & Williams, 2003; Dvořák, 2007). Izokinetická kontrakce je nepřirozený pohyb, jehož lze dosáhnout pouze pomocí přístrojů (Batzopoulos & Brodie, 1989; Reilly & Williams, 2003; Dvořák, 2007).

Izotonická svalová kontrakce

Při izotonickém pohybu se nemění napětí pracujících svalů (Dvořák, 2007). Během kontrakce je změnou rychlosti udržován konstantní odpor (Brown, 2000).

2.3 Únava

Únavu lze chápat jako pokles motorické funkce, percepce a mentální funkce, což může být popisováno jako snížení silové kapacity svalu či doby u dlouhotrvající

aktivity (Søgaard, Gandevia, Todd, Petersen & Taylor, 2006; Allen et al., 2008). Vyjadřuje se subjektivními pocity jedince a objektivními změnami, které vznikají při intenzivnější zátěži (Máček & Radvanský, 2011). Únava se objevuje postupně od započetí kontrakce, přesto nemá vliv na pokračování v pohybové aktivitě, dokud není dosaženo určitého prahu (Berchicci, Menotti, Macaluso & Russo, 2013). Poté dochází k akutnímu zhoršení výkonu, který zahrnuje jak zvýšení vnímaného úsilí potřebného k získání požadované síly, tak eventuálně neschopnost tuto sílu produkovat (Enoka, 1992; Enoka, 2015). Výkon se opět obnoví po určité době klidu, kdy největší zotavení nastává do jedné hodiny od ukončení aktivity (Allen et al., 2008). Únavu lze měřit jako snížení svalové síly, změny v elektromyografické aktivitě a vyčerpání kontraktilní funkce (Søgaard et al., 2006). Únavu lze zmenšit a oddálit pomocí dráždění sympatiku, tzv. Orbeliho fenoménu, kterého je využíváno například v doping (Kittnar, 2011; Rokyta, 2000).

Podle Williamse a Ratela (2009) existuje mnoho různých definic svalové únavy, ale všechny spojují tři základní body:

1. pokles výkonu v jednom nebo více biologických systémech
2. pokles výkonu je reverzibilní
3. pokles výkonu se může a nemusí vyskytnout dříve než dojde k provedení nebo dokončení dané činnosti.

První bod většinou poukazuje na pokles celkového výkonu biologického systému, který je charakterizován poklesem síly a rychlosti. Druhý bod odlišuje únavu od zranění či nemoci, kdy může dojít po určitou dobu k výraznému snížení výkonu. Poslední bod popisuje pokles výkonu, který vzniká většinou během maximálního úsilí a srovnává jej s únavou, která může být pocíťována během dlouhotrvajícího sportovní aktivity (Williams, Ratel, 2009).

Únava vzniká díky více mechanismům, které pracují na různých etážích motorického řízení, od CNS až po vlastní svalové vlákno (Fitts, 1994; Enoka, 1992; Enoka 1995; Enoka & Duchateau, 2008) a proto se dělí na centrální a periferní (Berchicci et al., 2013, Boyas & Guével, 2011). Centrální únava převažuje u dlouhodobých pohybových činností, zatímco periferní spíše krátkodobých. Přesto je od sebe nelze oddělit a vzájemně se doplňují. Mechanismus vzniku únavy závisí

na druhu prováděného úkonu (Barry & Enoka, 2005).

2.3.1 Periferní únava

Periferní únava vzniká na nervosvalovém spojení nebo přímo v oblasti svalového vlákna. Důvodem je změna zásobování a dodání energetických zdrojů, snížení kontraktilních schopností svalových vláken, hromadění vedlejších produktů metabolismu (laktátu a H^+) a změna funkčnosti nervosvalové ploténky (Dvořák, 2007; Wilmore, Costill & Kenney, 2008). Dvořák (2007) dále uvádí ischemii svalového vlákna a stlačení intersticiální pojivé tkáně s cévním systémem a uvolňování substance P, při jejichž nadměrné koncentraci vzniká bolest typická pro svalovou únavu. Svou roli při svalové únavě hrají i dehydratace a zvýšení tělesné teploty (Bayos & Guével, 2011; Dvořák, 2007; Kittnar, 2011; Mačák & Radvanský, 2011).

Podle Mačáka a Radvanského (2011) existují tři hypotézy vzniku únavy, jejichž podstatou je nedostatečný přísun energetických zdrojů:

1. deficit energetických zásob potřebných pro svalovou kontrakci
2. deficit látek, které jsou podmínkou pro spalování energetických zásob (kyslík)
3. snížení kapacity svalu využívat tyto látky.

Únava na periferní úrovni se vyvíjí pouze do určitého prahu, který je pro každého individuální. Jakmile periferní únava dosáhne kritické hranice je pohybová aktivita buď dobrovolně ukončena (open loop) nebo se intenzita cvičení drasticky sníží (closed loop) (Amann, Proctor, Sebranek, Pegelow & Dempsey, 2009). Periferní únavu způsobují tři druhy svalové činnosti, celková a lokální dynamická práce a statická odporovaná práce (Scherrer, 1995).

2.3.2 Centrální únava

Centrální únava zahrnuje všechny supraspinální a spinální fyziologické jevy schopné vyvolat pokles excitace motoneuronu. Důvodem jsou změny při aktivaci primární mozkové kůry, propagování příkazu z centrálního nervového systému na motoneuron, aktivace motorických jednotek a neuromuskulární šíření (Bayos & Guével, 2011). Dochází také k vzestupu koncentrace serotoninu a dopaminu v CNS, především v oblasti thalamu, což způsobuje pocity nevěle, ospalosti, ztráty chutě

k dalšímu výkonu a snížení kontraktility svalových vláken (Mačák & Radvanský, 2011). Dvořák (2007) dále uvádí zhoršenou koordinaci a chybování v provádění úkonů. K centrální únavě dochází převážně při náročných pohybech na přesnost a koordinaci což je způsobeno zvýšenou námahou CNS.

2.3.3 Únava a věk

S rostoucím věkem se zvyšuje rychlost únavy. To je dáno rychlejším poklesem aktivity agonistů, vyšší kumulací metabolitů ve svalu a lepší schopností aktivace rychlých svalových vláken, které mají výraznější sklon k únavě (Hatzikotoulas et al., 2009). Prepubertální chlapci jsou tedy schopni déle odolávat únavě na neuromuskulární úrovni a následně rychleji zregenerovat než dospělí jedinci (Murphy, Button, Chaouachi & Behm, 2014; Paraschos et al., 2006). Dotan et al. (2012) předpokládají, že ve srovnání s dospělými jsou děti podstatně méně schopné náboru motorických jednotek typu II.

Williams a Ratel (2009) dále rozlišují vliv věku a únavy u pohybové aktivity vytrvalostní a o vysoké intenzitě. U prolongované pohybové aktivity se děti unaví rychleji než dospělí, což je dáno neoptimální hmotou těla, vyšší frekvencí kroků, většími nároky na ventilaci, větší koaktivací mezi antagonistickými svalovými skupinami a sníženou nervosvalovou koordinací, která vede k neekonomické lokomoci. Zatímco u opakujících se sprinterských aktivit mají prepubertální děti nižší, ale konzistentnější výkon a proto se lépe vypořádají s kratšími intervaly zotavení než dospělý během tréninku o vysoké intenzitě. To je dáno menšími rozměry těla, nižší neuromuskulární aktivitou, procentuálně převažujícím množstvím svalových vláken typu I a limitujícími energetickými změnami u pracujících svalů.

2.4 Regenerace

Zotavení je biologický proces při kterém dochází k znovunabytí dočasného poklesu funkčních schopností organismu a jeho orgánů. Při zotavování z aerobního typu zátěže by měly být doplněny sacharidy a převažovat pasivní forma relaxace. Nejrychlejší resyntéza glykogenu v krvi nastává v prvních hodinách po pohybové aktivitě a je dána zvýšenou hladinou inzulínu. Naopak při zotavení z anaerobního

typu zátěže by měl převažovat aktivní odpočinek, který zvyšuje průtok krve svaly a tím zvyšuje odplavování metabolitů (Lukešová, 2008).

S věkem se rychlost regenerace snižuje, což vyplývá především z nižší relativní energie, kterou jsou děti v porovnání s dospělými schopny vytvářet a následně regenerovat (Falk & Dotan, 2006).

2.5 Povrchová elektromyografie

Elektromyografie je vyšetřovací metoda, která pomocí snímání bioelektrických signálů měří aktivitu svalů a umožňuje tím objektivnější hodnocení neuromuskulární činnosti (Criswell, 2010). Hlavní prioritou je funkční analýza, kdy podává informace o velikosti svalové aktivity, komplexnějších svalových synergiích, postupnosti zapojování svalů a svalové únavě (De Luca, 1997). Vyšetřuje se pohyb jako funkce a jeho změny za fyziologických či patologických podmínek. Využívá se v experimentální kineziologii nebo rehabilitaci k objektivnímu posouzení terapie či k terapii zpětnou vazbou (Krobot & Kolářová, 2011; Rodová, Mayer & Janura, 2001).

Způsob získání informací může být invazivní pomocí jehlové elektromyografie, kdy se jehla zavede do svalu a snímá jednotlivé akční potenciály motorických jednotek. Využívá se u detekce signálu hluboko uložených nebo malých svalů (Latash, 2008). Druhým způsobem je neinvazivní povrchová elektromyografie (SEMG) pomocí elektrod, které snímají signál na povrchu kůže bez jejího narušení. SEMG se využívá u měření během dynamické pohybové aktivity, kdy hodnotí mechanismy strategie kontroly pohybu (Criswell, 2010).

2.5.1 Podstata bipolárního snímání a přenos signálu

Aktivita je snímána pomocí dvou elektrod umístěných paralelně nad svalovým vláknem. Elektrody v určitém okamžiku snímají různé elektrické potenciály ve vztahu k referenční elektrodě (umístěna v co nejméně aktivní oblasti –př. tuberositas tibiae). Vznikne bipolární signál, který je dále zesílen v diferenciálním zesilovači a ten představuje potenciálový rozdíl vzniklý při snímání oběma elektrodami (Krobot & Kolářová, 2011). Výhodou bipolárního snímání je dvojitá diferenciální konfigurace

elektrod, která slouží k posouzení kondukční rychlosti, redukuje cross talk a zvyšuje selektivitu (De Luca, 1997).

Výsledný SEMG záznam je vysílán do vyhodnocovací jednotky formou analogového signálu, kde je přeměněn na signál digitální. Přenos se provádí pomocí kabelů nebo telemetricky. U telemetrického systému je výhoda přirozenějšího pohybu bez omezení kabelů (Krobot & Kolářová, 2011).

2.5.3 Faktory ovlivňující snímaný signál

Výsledný signál je ovlivňován mnoha faktory, které lze rozdělit na vnitřní a vnější. Vnitřní faktory nelze ovlivnit samotným snímáním a vycházejí z fyziologických, anatomických a biochemických vlastností svalu během stahu. Zatímco vnější faktory jsou ovlivnitelné a je potřeba jim věnovat zvýšenou pozornost, aby byl výsledný signál co nejkvalitnější.

Vnitřní faktory:

- svalová aktivita měřeného svalu (vlastnosti aktivních svalových vláken, jejich počet a umístění vůči elektrodě)
- aktivita okolních svalů – tzv. cross talk
- elektrická aktivita jiných tkání
- vlastnosti tkání mezi elektrodami a povrchem svalu
- další faktory (pH krve a intersticiální tekutiny, rychlost vyplavování metabolitů během kontrakce)

Vnější faktory:

- umístění elektrod
- vzdálenost a velikost elektrod,
- kontakt mezi elektrodami a kůží
- externí šum (externí přístroje, pohybové artefakty) (Krobot & Kolářová, 2011).

2.5.4 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu

Interferencí akčních potenciálů vzniká nezpracovaný surový záznam, pomocí něhož jsme schopni zhodnotit, zda je sval aktivní či ne, případně kvalitativně

porovnat míru aktivity se závislostí na testované činnosti (Winter, 2005).

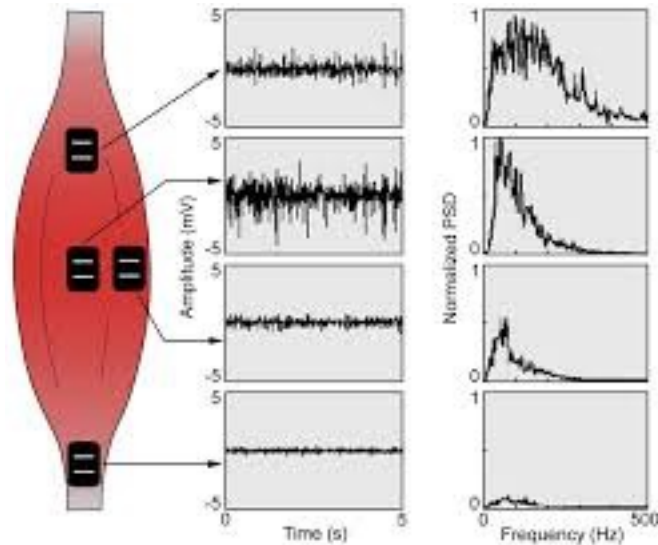
Pro další analýzu a zpracování signálu se nejčastěji používá analýza změny frekvenčního spektra a amplitudy v čase. Spektrum se hodnotí pomocí průměrné frekvence, střední hodnoty frekvence a vlnového rozsahu spektra. Analýze amplitudy předchází rektifikace a vyhlazení signálu. Rektifikace je metoda sloužící k eliminaci negativních hodnot surového záznamu (half wave rectification), nebo převrácení do pozitivních hodnot (full wave rectification). Následným vyhlazením signálu dojde k potlačení jeho vysokofrekvenčních fluktuací až se jejich odchylka vyhladí (Krobot & Kolářová, 2011).

Pro porovnání a opakování výsledných signálů slouží normalizace, která se využívá především při měření dynamických činností (Krobot & Kolářová, 2011; Rodová et al., 2001). Pro hodnocení EMG křivky uvádí Konrad (2005) parametry Mean, Peak, Area a Total power. Mean se používá především při srovnávací analýze.

2.5.5 Limity elektromagnetického měření

Hlavním problémem při měření pomocí SEMG je intra- a interindividuální variabilita pohybu. Každý jedinec je rozdílný a při dynamické či izometrické kontrakci nikdy nedojde ke stejnému náboru motorických jednotek a tedy ani ke stejnému průběhu akčního potenciálu. Zároveň je každý pohyb řízen koordinovanou souhrou více svalů současně, což zvyšuje variabilitu aktivity příslušných svalů. Variabilitu lze snížit, jestliže se předem standardizují podmínky, avšak absolutní standardizace v hodnocení lidského pohybu není žádoucí a možná (Criswell, 2010; Krobot & Kolářová, 2011).

Při hodnocení dynamických pohybových aktivit dochází ke změně polohy elektrod vůči snímané části svalu a zvyšuje se riziko vzniku artefaktů. Další komplikací je nadměrné pocení, které zvyšuje odpor mezi kůží a elektrodami a tím následně snižuje stabilitu kontaktu (Krobot & Kolářová, 2011). Slabým místem SEMG je také interindividuální uložení elektrod a vliv elektrod na změnu stereotypu přirozeného pohybu (Criswell, 2010).



Obrázek 2. Změna amplitudy a frekvenčního spektra SEMG signálu v závislosti na umístění elektrod (Krobot, & Kolářová, 2011, 22)

2.5.6 Povrchová elektromyografie a únava

Únava se na SEMG projeví změnou amplitudy a snížením frekvenčního spektra (Croce, Miller & Horvat, 2008; Winter, 2005). Při projevu únavy dochází k nárůstu amplitudy, která je ovlivněna zvýšením prostorové a časové sumace nebo synchronizací výbojů akčních potenciálů, jakožto kompenzační mechanismus před zmenšením svalové síly. Naopak Kellis a Baltzopoulos (1999) a Masuda, Masuda, Sadocama, Inaki a Katsuta (1999) uvádí snížení amplitudy jako reakci na vyčerpání zásob energetických zdrojů.

Spektrální modifikace progreduje v celém průběhu svalové kontrakce a proto je rychlost únavy brzy viditelná (Krobot & Kolářová, 2011). K určení únavy se doporučuje hodnotit střední hodnotu frekvence svalové aktivity (De Luca, 1997).

2.5.7 Povrchová elektromyografie a svalová síla

Vztah mezi SEMG a svalovou silou není lineární a tak není možné říci, že s rostoucí amplitudou se zvyšuje svalová síla. Ta závisí na mnoha dalších faktorech jako typ a rychlost svalové kontrakce, výchozí délka svalových vláken, poloha segmentu a míra unavitelnosti. U excentrické kontrakce je amplituda nižší v porovnání s koncentrickou kontrakcí, což je dáno potřebou nižšího zapojení

motorických jednotek a nižší frekvenci jejich pálení v porovnání s koncentrickou kontrakcí (Croce et al., 2008).

Pro přesnější určení vztahu mezi SEMG a svalovou silou je vhodné doplnit měření rychlosti pohybu, úhlu v kloubu nebo informace o silových charakteristikách (Krobot & Kolářová, 2011).

2.6 Izokinetická dynamometrie

“Izokinetika” je definována jako dynamická svalová kontrakce, při které je konstantní rychlost kontrolována a udržována pomocí speciálního izokinetického dynamometru (Thistle, Hislop, Moffroid, & Lowman, 1967). Ten klade kontrolovaný odpor, který je roven předem definovanému otáčivému momentu síly v celém rozsahu pohybu (Batzopoulos & Brodie, 1989). Rychlost pohybu zůstává konstantní i v případě, že se odpor zvyšuje (Spencer & Wimpenny, 2010).

Izokinetická dynamometrie (ID) je metoda sloužící k diagnostice svalové síly v celém rozsahu pohybu při dynamických a statických měřeních. Díky tomu je možné zjistit ve které poloze pohybového segmentu bylo dosaženo nejvyšší a nejnižší hodnoty maximálního momentu síly. Další výhodou ID je objektivita, spolehlivost a standardizace (Batzopoulos & Brodie, 1989; Brown, 2000; Dvir, 2004).

Pro dosažení objektivních výsledků je potřeba kromě fyziologických a mechanických faktorů také motivace. Dále se musí pozornost věnovat měření v sagitální rovině (např. flexe a extenze kolenního kloubu), kdy výsledný moment ovlivňuje kromě svalové síly také síla gravitační. Točivý moment obsahuje chyby spojené se setrvačnými silami při akceleraci a deceleraci během dosažení předvolené úhlové rychlosti, proto by se měli pro výsledné posouzení funkce svalu použít pouze data s konstantní úhlovou rychlostí (Batzopoulos & Brodie, 1989).

Nejčastěji se měří síla flexorů a extenzorů kolenního kloubu, ale je možné měřit i další pohyby v různých kloubních spojeních (Brown, 2000; Dvir, 2004). Většina studií hodnotí svalovou sílu dolních končetin, především hamstringů a m. quadriceps femoris. Na základě jejich nerovnováhy lze určit dynamickou stabilitu kolenního kloubu (Ayala, De Ste croix, Baranda & Santonja, 2012; Camara & Denadai, 2012). Při unilaterálních měřeních se zjišťují poměry svalové síly hamstringů a kvadricepsu (H/Q poměr). Ty se měří při koncentrické kontrakci jako

tzv. kovenční H/Q poměr (H/Q_{KON}) a jako poměr maximální excentrické síly hamstringů a maximální koncentrické síly kvadricepsu jako tzv. funkční H/Q poměr (H/Q_{FUN}). (Ayala, et al., 2012; Dvir, 2004).

2.7 Studie

Wright, Ball a Wood (2009) zjišťovali vliv únavy na poměr hamstringů a kvadricepsu a na svalovou souhru u rekreačních fotbalistů. Měřil se H/Q_{KON} a H/Q_{FUN} a koaktivace mezi hamstringy a kvadricepsem během isokinetické flexe a extenze. Svalová aktivita se hodnotila z m. biceps femoris a m. vastus lateralis před a po absolvování únavového protokolu, který obsahoval 50 maximálních koncentrických kontrakcí. Měření probíhalo při úhlové rychlosti $120^\circ/s$. Výsledky ukázaly vliv únavy na zvýšení H/Q_{KON} a H/Q_{FUN} a větší koaktivaci svalů kolene.

Vliv únavy na neuromuskulární kapacitu zkoumal také Moreira et al. (2015). Hodnotil poměr aktivity hamstringů a kvadricepsu po vyčerpávajícím cvičení v isokinetickém režimu u profesionálních fotbalistů. Studie se účastnilo 19 fotbalistů a EMG bylo snímáno z m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris a m. semitendinosus. Z výsledků je patrné, že únava negativně ovlivňuje aktivitu hamstringů a kvadricepsu, přičemž hamstringy ukázaly větší pokles při vykonávání maximálního momentu síly.

Podobným tématem se zabývala studie Rahnama, Lees a Reilly (2005). Zjišťovali aktivitu vybraných svalů dolní končetiny po absolvování únavového protokolu, který odpovídal standartizovanému fotbalovému utkání u amatérských fotbalistů. Únavový protokol probíhal na běžícím páse a obsahoval pohyb při různých intenzitách pozorovatelných v průběhu fotbalového zápasu (chůze, běh o nízké intenzitě a sprint). Aktivita byla snímána z m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis a m. gastrocnemius lateralis. Měření probíhalo před, v polovině únavového protokolu a bezprostředně po jeho absolvování. Výsledky ukázaly sníženou aktivitu vybraných svalů dolní končetiny jako reakci na únavu po absolvování únavového protokolu.

Neuromuskulární únavu vzniklou během fotbalového utkání se pokusili kvantifikovat také Robineau, Joyaux, Lacroix a Babault (2016). Jejich studie se účastnilo 8 amatérských fotbalistů, kteří absolvovali únavový protokol odpovídající

fotbalovému utkání. Ten byl rozdělen do dvou částí trvajících 45min s 15min poločasovou přestávkou. Hodnotila se aktivita kvadricepsu a hamstringů pomocí EMG, sprint a vertikální výskok. Měření probíhalo před, v poločase a bezprostředně po ukončení únavového protokolu. Výsledky ukázaly pokles většiny sledovaných parametrů, především při posledním měření, které probíhalo po ukončení protokolu. Závěrem lze říci, že únava vyvolaná simulovaným fotbalovým utkáním má vliv na aktivitu a výkon svalů dolní končetiny.

Bassa, Patikas a Kotzamanidis (2005) zkoumali zda mají prepubescentní chlapci vyšší aktivitu antagonistických svalových skupin kolenního kloubu během isokinetické koncentrické a excentrické kontrakce v porovnání s dospělými. Probandy tvořily dvě skupiny, 18 prepubertálních chlapců a 13 mladých mužů. Testovala se maximální koncentrická a excentrická flexe a extenze kolene při úhlové rychlosti 45°/s, 90°/s a 180°/s. Zároveň byla snímána aktivita m. vastus lateralis a m. biceps femoris pomocí EMG. Výsledky ukázaly větší koaktivaci antagonistů při koncentrické kontrakci v porovnání s excentrickou kontrakcí u obou skupiny. Se zvyšující se úhlovou rychlostí při koncentrické kontrakci signifikantně rostla míra koaktivace antagonistů u obou skupin. Avšak nebyl zjištěn signifikantní rozdíl v aktivaci vybraných svalů kolenního kloubu mezi oběma skupinami.

Rebai et al. (2012) se zabývali vlivem izokinetického koncentrického intermitentního cvičení na akutní neuromuskulární únavu. Cílem bylo kvantifikovat maximální volní kontrakci m. quadriceps femoris a zároveň zjistit, zda je neuromuskulární únava závislá na rychlosti pohybu. Měření probíhalo před a po absolvování cvičení a hodnotil se moment otáčení při úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s a EMG aktivita m. vastus lateralis, m. rectus femoris a m. vastus medialis. Výsledky ukázaly největší projevy únavy při úhlové rychlosti 60°/s.

Oliveira, Corvino, Goncalves, Caputo a Denadai (2012) zkoumali efekt rozdílných rozsahů pohybu během snímání EMG při izokinetické flexi a extenzi kolenního kloubu u odlišných typů kontrakce a úhlové rychlosti. Výzkumu se účastnilo 18 mužů, kterým se snímala EMG aktivita na m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. semitendinosus a m. biceps femoris během maximální

isokinetické koncentrické a excentrické kontrakci při úhlové rychlosti $60^{\circ}/s$ a $180^{\circ}/s$. EMG se hodnotilo u rozdílných rozsahů pohybu: 1-plný rozsah pohybu, 2- v extenzi $60-80^{\circ}$ a flexi $40-60^{\circ}$, 3- v 10° , kde vzniká maximální moment otáčení. Menší rozsahy pohybu okolo maximálního otáčivého momentu se ukázaly jako spolehlivý indikátor během snímání EMG při maximální izokinetické kontrakci, což může být využito u pacientů po úrazech či během rehabilitace, kteří mají omezený rozsah pohybu.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

3.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je objektivně zhodnotit aktivitu vybraných svalů dolní končetiny pomocí povrchového poly-EMG během koncentrických a excentrických kontrakcí v izokinetickém režimu při různých úhlových rychlostech.

3.2 Dílčí cíle

1. Popsat rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frequency během koncentrické a excentrické kontrakce před a po absolvování únavového protokolu.

2. Popsat rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean amplitude během koncentrické a excentrické kontrakce před a po absolvování únavového protokolu.

S ohledem na stanovený cíl práce jsme definovali následující nulové hypotézy:

3.3 Hypotézy

H₀₁: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frequency před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s.

H₀₂: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frequency před a po absolvování únavového protokolu během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s.

H₀₃: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s.

H₀₄: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude před a po absolvování únavového protokolu během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Testovaný soubor tvořilo celkem 23 fotbalistů ($n=23$) reprezentující tým SK Sigma Olomouc. Probandi byli ve věku 14 -17 let ($15,7 \pm 0,82$ let). Výzkum byl schválen etickou komisí FTK UP jako součást projektu výzkumné práce doc. PaedDr. Michala Lehnerta, Dr. s názvem *Únava a riziko zranění předního zkříženého vazů (ACL) u hráčů a hráček dorostenecké kategorie*. Vyjádření etické komise FTK UP se vztahuje na celý tento projekt, tedy i na výzkum předložený v diplomové práci (Příloha 1). Před zahájením samotného výzkumu byli všichni probandi seznámeni s průběhem a obsahem studie a doložili informovaný souhlas podepsaný jejich zákonným zástupcem (Příloha 2). Zároveň s informovaným souhlasem obdrželi dotazník zjišťující preferenci dolní končetiny a zásadní zdravotní komplikace či prodělané úrazy, které by mohly ovlivnit výsledek studie (Příloha 3).

4.2 Příprava před měřením

4.2.1 Technické podklady měření

Pro měření izokinetických kontrakcí byl použit přístroj IsoMed 2000. EMG signál se měřil pomocí osmi kanálového přístroje NORAXON MyoSystem 1400. Pro následné zpracování EMG signálu byl použit program Myo Research XP Master Version 1.03.05. Ke snímání signálu se použily jendorázové samolepící elektrody firmy Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem. Elektrody měly kulatý tvar o průměru 24mm. Signál byl snímán svody s 10 000Hz frekvencí. Odpor poly-EMG přístroje byl $>10M\Omega$.



Obrázek 3. Elektromyografický přístroj NORAXON - MYOSYSTEM 1400A s příslušenstvím. Retrieved 15.3. 2016 from the World Wide Web: <http://www.semg.pl/aktualnosci.php?news=50&wid=18>

4.2.2. Umístění elektrod

Místo nalepení elektrod bylo omyto vodou a následně vysušeno. Jednorázové elektrody se lepily přímo na kůži do středu svalového bříška tak, aby byly paralelně se svalovými vlákny. Vzdálenost mezi elektrodami jednoho svalu byla 1cm. Referenční elektroda byla umístěna na tuberositas tibiae (Obrázek 4) (Hof, Elzinga, Grimmus, Halbertsma, 2002). Pro opakované měření po absolvování únavového protokolu byly použity nové elektrody, aby bylo dosaženo co nejkvalitnějšího a nejpřesnějšího měření. V případě, že se elektroda odlepila, byla nahrazena novou, aby nevznikl zkreslený záznam. Opakované lepení elektrod se provádělo podle obrysu hydrogelu, který zůstal na kůži po odlepení původní elektrody. Svalová aktivita byla snímána na dominantní dolní končetiny, konkrétně z těchto svalů: m.tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius medialis (GM), m. gastrocnemius lateralis (GL),

m. semitendinosus (ST) a m. biceps femoris (BF), m. rectus femoris (RF), m. vastus medialis (VM), m. vastus lateralis (VL).



Obrázek 4. Umístění elektrod

4.4 Postup měření

Samotné měření probíhalo v laboratoři FTK UP na přístroji Isomed 2000 a každý proband podstoupil tři série měření. Po příchodu byly probandovi nalepeny elektrody pro snímání EMG signálu a proběhlo zahřátí na bicyklovém ergometru trvající 6 min. Následovalo protažení paravertebrálních svalů a svalů dolní končetiny. Poté byl proband připojen na poly-EMG a usazen na přístroj Isomed. Zde proběhlo optimální nastavení výchozí pozice, kdy kyčelní klouby byly ve flexi 90°, osa otáčení dynamometru byla shodná s osou otáčení v kolenním kloubu a rameno páky dynamometru bylo umístěno v distální části bérce 2cm od malleolus medialis (Obrázek 5). Tato pozice byla uložena do paměti přístroje, aby byla shodná s následným pozátěžovým měřením. Dále proběhla familiarizace s přístrojem a úkony, kdy si proband vyzkoušel koncentrické i excentrické kontrakce ve všech

úhlových rychlostech. Byla také překontrolována funkčnost všech přístrojů a jejich propojení.



Obrázek 5. Testovací pozice na přístroji IsoMed 2000

Při měření se prováděla maximální volní kontrakce ve 3 opakováních. Kontrakce byly v režimu koncentrickém a excentrickém při úhlových rychlostech $60^\circ/\text{s}$ a $120^\circ/\text{s}$. Měření probíhalo ve třech sériích s 30s pauzami. Schéma testovacího protokolu je uvedeno v tabulce.

Tabulka 1. Únavový protokol

	1.série		2.série		3.série	
RSK	kon FL		kon EX		exc FL	
UR	60	120	60	120	60	120
PO	3	3	3	3	3	3

Vysvětlivky:

RSK-režim svalové kontrakce

UR-úhlová rychlost ($^{\circ}/s$)

PO-počet opakování

kon FL-koncentrická flexe

kon EX-koncentrická extenze

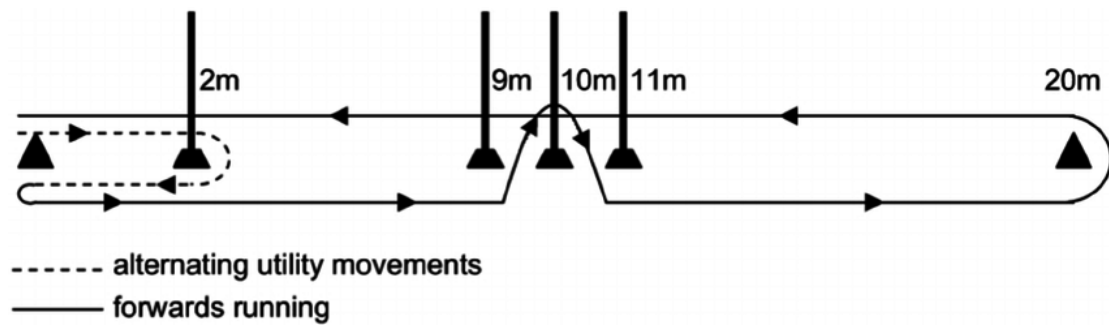
exc FL-excentrická flexe

Po prvním měření proband opustil laboratoř a podstoupil únavový protokol. Ten probíhal ve venkovním areálu FTK pod vedením odborného dohledu. Po dokončení únavového protokolu se proband dostavil zpět na pozátěžové měření. Toto měření probíhalo identicky jako první měření, ale bez rozcvičení a familiarizace.

4.5 Únavový protokol

Únavový protokol byl časově upravenou verzí protokolu SAFT⁹⁰, který byl vytvořen na základě zápasových dat 2. anglické ligy a validovaný Lovellem et al. (2010).

Únavový protokol by sestaven tak, aby co nejvíce odpovídal fotbalovému utkání a jeho hrací době u daných věkových kategorií podle aktuálních pravidel Fotbalové asociace České Republiky, tzn. 2x 35 min s poločasovou přestávkou 15min (Pravidlová komise FAČR, 2011). Běžecská část se prováděla mezi kužely, které byly od sebe vzdáleny na 20m a obsahovala převážně vícesměrné účelné pohyby a časté změny rychlosti. Intenzita pohybu a změny úkolů byly řízeny pomocí verbálních povelů z MP3 přehrávače (Obrázek 6) (Small et al., 2010).



Obrázek 6. Schéma dráhy pro únavový protokol SAFT⁹⁰ (Small, McNaughton, Greig, & Lovell, 2010, 121)

4.6 Analýza poly-EMG

Pro analýzu EMG záznamu byly naměřené hodnoty pro jednotlivé svaly a rychlosti pohybu rozděleny na klidovou fázi a fázi svalové aktivit, kdy každá fáze byla rozdělena na tři stejné časové úseky. Z každého úseku se následně zjistila hodnota mean frequency a mean amplitude pro klidovou fázi a fázi aktivity. Pro aktivní hodnoty byl použit záznam prvního pokus, v případě, že pokus byl nevydařený, hodnotil se druhý pokus. Surový záznam byl dále zpracován rektifikací a vyhlazením signálu.

4.7 Statistické zpracování dat

Naměřená data byla zpracována v programu Microsoft Excel do tabulek a dále exportována do statistického programu STATICA ver. 12. Pro zjištění statisticky významného rozdílu byl použit t-test. Hladina statisticky významného rozdílu byla určena na hodnotu $p < 0,05$.

5 VÝSLEDKY

5.1 Hypotéza H₀₁

H₀₁: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frequency před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s.

Tabulka 2. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean frequency) mezi měřením před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické flexe v úhlové rychlosti 60°/s.

Pozice	Proměnná	p
60	TA 1 & TA 2	0,490863
60	GM 1 & GM 2	0,780272
60	GL 1 & GL 2	0,323088
60	ST 1 & ST 2	0,919064
60	BF 1 & BF 2	0,137271

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1- měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) vybraných svalů během koncentrické flexe v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 2).

Tabulka 3. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean frequency) mezi měřením před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické flexe v úhlové rychlosti 120°/s.

Pozice	Proměnná	p
120	TA 1 & TA 2	0,392964
120	GM 1 & GM 2	0,963820
120	GL 1 & GL 2	0,651986
120	ST 1 & ST 2	0,111918
120	BF 1 & BF 2	0,843925

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1-měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) vybraných svalů během koncentrické flexe v úhlové rychlosti 120°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 3).

Tabulka 4. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean frequency) mezi měřením před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické extenze v úhlové rychlosti 60°/s.

Pozice	Proměnná	p
60	TA 1 & TA 2	0,493211
60	RF 1 & RF 2	0,886327
60	VM 1 & VM 2	0,151455
60	VL 1 & VL 2	0,927576

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1-měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) vybraných svalů během koncentrické extenze v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 4).

Tabulka 5. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean frequency) mezi měřeními před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické extenze v úhlové rychlosti 120°/s.

Pozice	Proměnná	p
120	TA 1 & TA 2	0,552254
120	RF 1 & RF 2	0,050307
120	VM 1 & VM 2	0,265626
120	VL 1 & VL 2	0,887846

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1-měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) vybraných svalů během koncentrické extenze v úhlové rychlosti 120°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 5).

Na základě statistického zpracování výsledků nebyla hypotéza H_{01} zamítnuta.

5.2 Hypotéza H₀₂

H₀₂: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frequency před a po absolvování únavového protokolu během excentrické flexe v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s.

Tabulka 6. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean frequency) mezi měřením před a po absolvování únavového protokolu během excentrické flexe v úhlové rychlosti 60°/s.

Pozice	Proměnná	p
60	TA 1 & TA 2	0,816049
60	GM 1 & GL 2	0,063126
60	GL 1 & GL 2	0,591312
60	ST 1 & ST 2	0,221417
60	BF 1 & BF 2	0,133957

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1-měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) vybraných svalů během excentrické flexe v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 6).

Tabulka 7. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean frequency) mezi měření před a po absolvování únavového protokolu během excentrické flexe v úhlové rychlosti 120°/s.

Pozice	Proměnná	p
120	TA 1 & TA 2	0,882915
120	GM 1 & GM 2	0,249784
120	GL 1 & GL 2	0,271741
120	ST 1 & ST 2	0,380482
120	BF 1 & BF 2	0,212503

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1- měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) vybraných svalů během excentrické flexe v úhlové rychlosti 120°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 7).

Na základě statistického zpracování výsledků nebyla hypotéza H_0 zamítnuta.

5.3 Hypotéza H₀₃

H₀₃: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s.

Tabulka 8. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean amplitude) mezi měřením před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické flexe v úhlové rychlosti 60°/s.

Pozice	Proměnná	p
60	TA 1 & TA 2	0,855103
60	GM 1 & GM 2	0,569939
60	GL 1 & GL 2	0,788655
60	ST 1 & ST 2	0,662942
60	BF 1 & BF 2	0,438893

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1- měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean amplitude) vybraných svalů během koncentrické flexe v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 8).

Tabulka 9. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean amplitude) mezi měřením před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické flexe v úhlové rychlosti 120°/s.

Pozice	Proměnná	p
120	TA 1 & TA 2	0,213368
120	GM 1 & GM 2	0,447111
120	GL 1 & GL 2	0,228282
120	ST 1 & ST 2	0,556397
120	BF 1 & BF 2	0,179817

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1- měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean amplitude) vybraných svalů během koncentrické flexe v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 9).

Tabulka 10. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean amplitude) mezi měření před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické extenze v úhlové rychlosti 60°/s.

Pozice	Proměnná	p
60	TA 1 & TA 2	0,586071
60	RF 1 & RF 2	0,977287
60	VM 1 & VM 2	0,439012
60	VL 1 & VL 2	0,771204

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1-měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean amplitude) vybraných svalů během koncentrické extenze v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 10).

Tabulka 11. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean amplitude) mezi měření před a po absolvování únavového protokolu během koncentrické extenze v úhlové rychlosti 120°/s.

Pozice	Proměnná	p
120	TA 1 & TA 2	0,798768
120	RF 1 & RF 2	0,009156
120	VM 1 & VM 2	0,317563
120	VL 1 & VL 2	0,145648

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

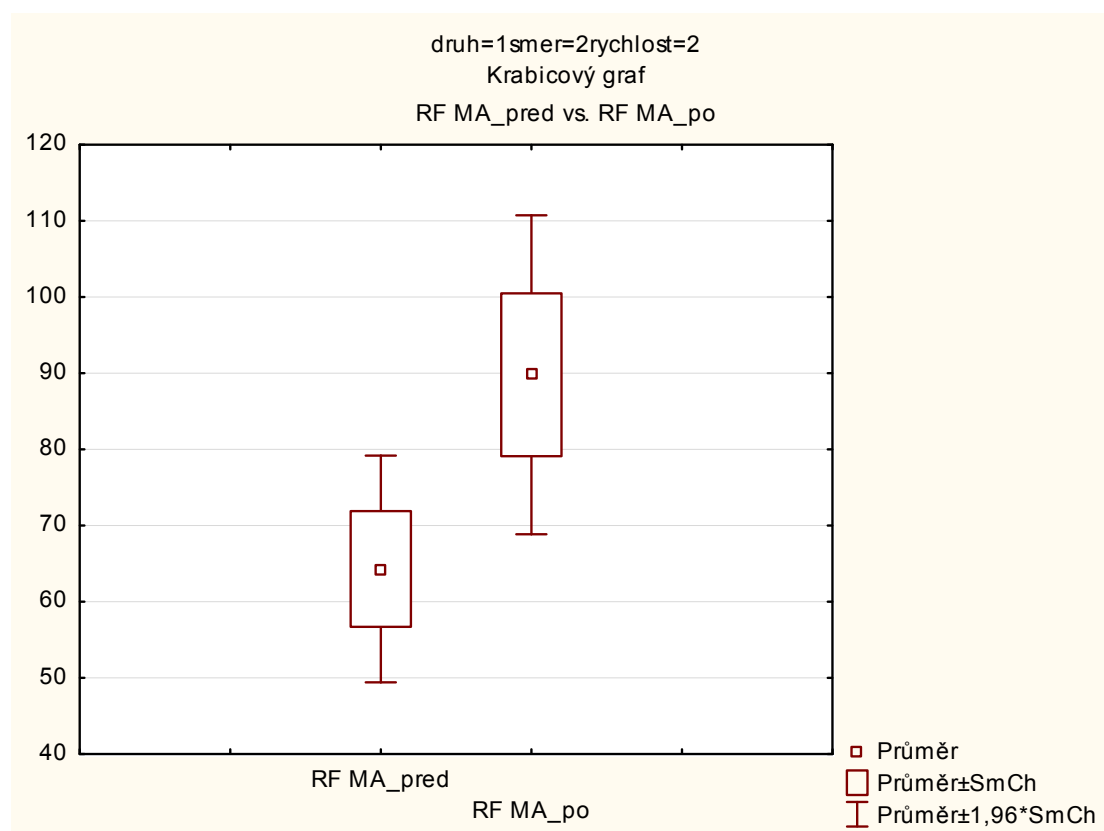
Proměnná 1-měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean amplitude) jednotlivých svalů byl v t-testu prokázán statisticky významný rozdíl u m. rectus femoris ($p=0,009$) (Tabulka 11). U ostatních vybraných svalů nebyl v t-testu prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p<0,05$ (Tabulka 11).

Graf 1. Hodnoty mean amplitude pro m. rectus femoris během prvního a druhého měření během koncentrické extenze v úhlové rychlosti 120°/s.



Vysvětlivky:

druh = 1 - koncentrická kontrakce

směr = 2 - extenze

rychlost = 2 - úhlová rychlost 120°/s

RF MA_pred - první měření před únavovým protokolem

RF MA_po - druhé měření po únavovém protokolu.

Z grafu 1, při srovnání ukazatele mean amplitude před a po absolvování únavového protokolu, je viditelný statisticky významný rozdíl u m. rectus femoris během koncentrické extenze v úhlové rychlosti 120°/s. Při měření po únavovém protokolu byla zřejmá větší aktivita svalu.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H_{03} zamítnuta.

5.4 Hypotéza H₀₄

H₀₄: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean amplitude před a po absolvování únavového protokolu během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s.

Tabulka 12. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean amplitude) mezi měřením před a po absolvování únavového protokolu během excentrické flexe v úhlové rychlosti 60°/s.

Pozice	Proměnná	p
60	TA 1 & TA 2	0,280442
60	GM 1 & GM 2	0,524546
60	GL 1 & GL 2	0,464808
60	ST 1 & ST 2	0,122218
60	BF 1 & BF 2	0,232259

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1- měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean amplitude) vybraných svalů během excentrické flexe v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 12).

Tabulka 13. Porovnání aktivity svalů (hodnota mean amplitude) mezi měřením před a po absolvování únavového protokolu během excentrické flexe v úhlové rychlosti 120°/s.

Pozice	Proměnná	p
120	TA 1 & TA 2	0,170730
120	GM 1 & GM 2	0,745301
120	GL 1 & GL 2	0,362849
120	ST 1 & ST 2	0,353360
120	BF 1 & BF 2	0,196606

Vysvětlivky:

Pozice-úhlová rychlost (°/s)

Proměnná 1-měření před únavovým protokolem

Proměnná 2- měření po únavovém protokolu

p-hodnota statisticky významného rozdílu

Při porovnání aktivity (hodnota mean amplitude) vybraných svalů během excentrické flexe v úhlové rychlosti 120°/s před a po absolvování únavového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ v t-testu (Tabulka 13).

Na základě statistického zpracování výsledků nebyla hypotéza H_{04} zamítnuta.

6 DISKUZE

Studie hodnotila aktivitu svalů na dominantní dolní končetině před a po absolvování únavového protokolu, který odpovídal simulovanému fotbalovému utkání. Vycházelo se z předpokladu, že porovnáním průměrných hodnot amplitudy a frekvence získáme rozdílné hodnoty vypovídající o svalové únavě (Winter, 2005). Zajímala nás aktivita flexorů a extenzorů kolenního kloubu během koncentrické a excentrické kontrakce při úhlových rychlostech 60°/s a 120°/s. Stejným tématem se v poslední době zabývalo mnoho studií, ale většina měření se lišila v úhlových rychlostech, typu zátěžového protokolu a hodnocených parametrech EMG (Bassa et al., 2005; Moreira et al, 2015; Oliveira et al. 2012; Rahnama et al., 2006; Rebai et al, 2012; Wright et al., 2009).

Nejčastější metoda k hodnocení svalové únavy je stále izokinetická dynamometrie, kdy se hodnotí poměry momentů maximální síly mezi hamstringy a kvadricepsem (H/Q poměr) (Camarda & Denadai, 2012; Delextrat, Cregory & Cohen, 2010; Greco, da Silva, Camarda & Denadai, 2013). Tato metoda je dostatečně validní, avšak hodnotí pouze dvě antagonistické svalové skupiny. Přičemž víme, že na dynamické stabilitě kolene se podílí více svalů (Nýdrle & Veselá, 1992) . Tento fenomén přetrvává i u studií s podobnou tematikou, ať už s využitím samotného EMG či kombinací obou metod (Bassa et al., 2005; Moreira et al. 2015; Rebai et al., 2012; Wright et al. 2009). V naší výzkumné práci jsme použili kombinaci izokinetické dynamometrie a SEMG. Zároveň jsme se oproti jiným studiím zaměřili na větší množství svalů (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis).

Měření probíhalo ve dvou úhlových rychlostech (60°/s a 120°/s). Vycházeli jsme z teorie náboru motorických jednotek a studie Rebai et al. (2012), že se objeví výraznější rozdíly v měření při úhlové rychlosti 60°/s. To je dáno nutností překonat větší odpor v porovnání s rychlejšími úhlovými rychlostmi.

Pro hodnocení SEMG jsme použili parametry mean amplitude a mean frequency.

Mean amplitude je parametr sloužící k hodnocení aktivity svalů, avšak jeho

reakce na svalovou únavu není úplně jasná. Většina autorů uvádí jeho nárůst (Kellis & Baltzopoulos, 1999; Masuda et al., 1999; Psek & Cafareli, 1993), přestože existuje i kontraverzní názor, kdy dochází k jeho poklesu (Oda & Kida, 2001). Miller et al. (2000) dokonce neuvádí, žádný statisticky signifikantní rozdíl v mean amplitude po absolvování zátěžového protokolu, ačkoliv víme, že únava, jakožto fyziologický jev se začne projevovat ihned po započetí pohybové aktivity (Berchicci et al., 2013). Rozdíly v hodnocení únavy pomocí amplitudy mohou být způsobeny rozdílným typem zátěžového protokolu a charakterem kontrakce. Je obecně známo, že existují signifikantní rozdíly ve svalové aktivitě při izometrické, koncentrické a excentrické kontrakci (Kellis & Baltzopoulos, 1999), což se může projevit i na intenzitě snímaného EMG.

Při našem měření se nepodařilo zamítnout pouze jednu hypotézu H_{03} , kdy došlo k signifikantnímu nárůstu parametru mean amplitude u RF během koncentrické kontrakce při úhlové rychlosti $120^\circ/s$ ($p = 0,009$). Nárůst amplitudy se projevil také u VM a VL při stejné úhlové rychlosti. Avšak u nižší rychlosti došlo k jejich poklesu. Zároveň ST a BF ukázaly nárůst aktivity svalu během koncentrické i excentrické kontrakce v obou úhlových rychlostech. Naopak u GM a GL došlo k poklesu amplitudy během excentrické kontrakce. U GM hodnota amplitudy při koncentrické flexi při úhlové rychlosti $60^\circ/s$ poklesla a u úhlové rychlosti $120^\circ/s$ naopak vzrostla. U GL měly výsledky hodnot naprosto opačnou tendenci. Nedostatek signifikantních výsledků je pravděpodobně dán velkou variabilitou snímaného signálu.

Tyto rozporuplné výsledky mohly vzniknout rozdílným zapojením motorických jednotek při různých typech svalové kontrakce, kdy v průběhu koncentrické kontrakce dochází k jejich větší aktivaci v porovnání s kontrakcí excentrickou (Groce et al. 2008). Zároveň není jasné, zda při projevu únavy dochází k poklesu amplitudy, která je dána menší aktivitou svalu vlivem snížení zásob energetických zdrojů a jejich využití. Nebo nárůstem amplitudy, kterou Winter (2005) vysvětluje jako kompenzační mechanismus poklesu svalové síly, což je pravděpodobně způsobeno větší prostorovou a časovou sumací akčních potenciálů nebo synchronizací výbojů.

Winter (2005) uvádí jako další poměrně citlivý parametr v hodnocení únavy frekvenční spektrum, kdy dochází k jeho posunu k nižším frekvencím. Tyto změny reprezentují časový průběh fyziologických a biochemických procesů, které korelují s únavou.

Naše měření nezjistila žádný signifikantní rozdíl při porovnání hodnoty mean frequency před a po absolvování únavového protokolu. Přesto došlo ke snížení tohoto parametru u VM a VL při obou úhlových rychlostech a u RF při rychlosti 60°/s během koncentrické kontrakce. Ke snížení průměrné hodnoty frekvence došlo i u ST, BF, GM a GL při excentrických kontrakcích v obou úhlových rychlostech. Naopak aktivita ST a BF při koncentrické kontrakci se projevila zvýšením mean frequency v obou úhlových rychlostech a u GM a GL při úhlové rychlosti 120°/s. Vycházíme-li z předpokladu, že při únavě dojde k poklesu parametru mean frequency, můžeme z našich výsledků vyčíst, že se únava projevila při koncentrické kontrakci extenzorů a excentrické kontrakci ST a BF. GM a GL pracovali jako agonisté hamstringů a tak se jejich únava projevila podobně.

Pokles parametru mean frequency při koncentrické kontrakci kvadricepsu a excentrické kontrakci hamstringů vzniká pravděpodobně z důvodů převažujícího zapojení kvadricepsu v koncentrickém režimu při různých pro fotbal specifických aktivitách (střelba na bránu a přihrávání míče). Při fotbalových utkáních jsou tedy extenzory kolenního kloubu náchylnější k únavě v porovnání s flexory (Robineu et al., 2012). Zároveň při excentrických kontrakcích je únava doprovázena mikrostrukturálními traumaty. Ty vedou k deformaci Z-linie nebo přetěžování sarkomery, což vede ke snížené funkci aktino-myosinového komplexu (Kuipers, 1994; Proske & Morgan, 2001; Yu et al., 2015).

M. tibialis anterior nevěnuji takovou pozornost z důvodů velmi rozporuplných výsledků, které mohou být dány nadměrnou aktivitou a neschopností relaxace, na což bylo upozorňováno už v průběhu měření.

Ze čtyř testovaných hypotéz se podařilo vyvrátit pouze jednu, takže není možné odvodit žádné závěry, který by byly statisticky signifikantní. Revidovala jsem jak použité statistické metody, tak vlastní měření a neshledala jsem žádné metodologické problémy v této oblasti. Použité statistické metody i počet probandů

byly standartní. Přesto, že si neuvědomují žádné metodologické chyby, existuje jako v každé výzkumné práci několik limitů a faktorů, které mohly mít negativní vliv na celkový metodologický postup. Klíčovou roli hraje umístění elektrod, které není vždy identické. Ať už se jedná o intra- či interindividuální rozdíly. Odlišné umístění elektrod způsobuje rozdílné snímání části svalu a motorických jednotek, což může výrazným způsobem zkreslit samotné výsledky výzkumné práce.

Dalším limitujícím faktorem by mohl být modifikovaný únavový protokol, který vychází z originální standardizované verze SAFT⁹⁰. Protokol měl simulovat fotbalové utkání a byl zkrácen v souladu s pravidly platnými v ČR od roku 2011. Přestože se jedná o standardizovaný validní protokol, mohl být nedostatečný co se týče zátěže. Protokol neobsahuje některé velmi náročné pohybové dovednosti jako je hlavičkování či souboje mezi hráči. Problém by mohl být i při samotném měření, kdy docházelo k prodlevě mezi absolvováním únavového protokolu a měřením po zátěži. Únavový protokol totiž probíhal ve venkovním areálu, zatímco měření se provádělo v budově Fakulty tělesné kultury. Přestože byla snaha o co nejrychlejší přesun, mohlo dojít k rychlé regeneraci, která je lepší u mladých jedinců (Murphy, Button, Chaouachi & Behm, 2014; Paraschos et al., 2006). Trénovanost tento fenomén pouze umocňuje.

Dalším důležitým faktorem je motivace, jejíž úroveň při měření nebude nikdy tak vysoká jako při opravdovém fotbalovém utkání. Nezanedbatelná je i centrální únava u které dochází ke změně vnímání svalového úsilí, pocitu bolesti či nálady jedince a projevuje se poklesem kontraktálních sil (Mačák & Radvanský, 2011).

Přestože se výzkumné práce účastnil standartní počet probandů (n=23), který měl být schopen, na základě dostupných prací, zjistit statisticky významný rozdíl v aktivitě svalů před a po absolvování únavového protokolu, domnívám se, že jejich počet byl příliš nízký na detekci diskrétních změn a tak mohlo dojít k chybě II. řádu.

Tento fakt potvrzují dvě předchozí studie prováděné v rámci tohoto společného projektu. Lerchová (2014) hodnotila rozdíl v aktivitě vybraných svalů dominantní dolní končetiny pomocí poly-EMG během koncentrické kontrakce před a po absolvování zátěžového protokolu u mladých fotbalistů (n=26). Metodologický

postup probíhal shodně jako v případě naší studie. Avšak výzkumná práce se lišila v měřených úhlových rychlostech (60°/s, 120°/s, 180°/s) a statistickém zpracování dat, kdy byl použit Scheffeho a LSD test. Výsledky ukázaly statisticky významné rozdíly v aktivitě GM a ST před a po absolvování zátěžového protokolu. U ostatních svalů nebyl nárůst v aktivitě svalů statisticky významný. Zároveň se podařilo signifikantně prokázat svalovou únavu ve všech úhlových rychlostech, kdy se snižující se úhlovou rychlostí stoupal počet svalů, u kterých byla únava prokázána.

Výzkumná práce Dosoudilové (2014) také hodnotila rozdíl v aktivitě vybraných svalů dominantní dolní končetiny pomocí poly-EMG před a po absolvování zátěžového protokolu u mladých fotbalistů (n=26), avšak při excentrické kontrakci. Metodologický postup byl identický s postupem Lerchové. Výsledky ukázaly statisticky významný rozdíl v aktivitě svalu pouze u ST v úhlové rychlosti 60°/s a RF v úhlové rychlosti 180°/s. Téměř u všech svalů došlo ke zvýšené aktivitě ve všech úhlových rychlostech (60°/s, 120°/s a 180°/s). Signifikantní vliv svalové únavy byl patrný u různých svalů při všech úhlových rychlostech. Nejvýrazněji se projevila únava v úhlové rychlosti 60°/s.

Ačkoliv nebylo dosaženo statisticky významných rozdílů ve všech naměřených parametrech, vykazují výzkumné práce, prováděné v rámci společného projektu, negativní vliv únavy na aktivitu vybraných svalů dominantní dolní končetiny. Přestože v těchto studiích stačil výzkumný soubor o 26 probandech (n=26), domnívám se, že by výsledky naší práce měly být verifikovány rozsáhlejší studií za použití stejné metodologie, ale s větším počtem probandů a využitím Scheffeho a LSD testu při statistickém zpracování dat.

7 ZÁVĚR

V této výzkumné práci jsme se snažili objasnit rozdíl v aktivitě vybraných svalů dominantní dolní končetiny před a po absolvování únavového protokolu pomocí povrchové elektromyografie.

Statistická analýza výsledků ukázala, že modifikovaný únavový protokol SAFT⁹⁰, který simuluje fotbalové utkání, ukazuje trend v parametrech mean frequency a mean amplitude během koncentrických a excentrických kontrakcí v úhlových rychlostech 60°/s a 120°/s u vybraných svalů dolní končetiny. Avšak tento trend není signifikantní.

Pouze hodnota mean amplitude u m. rectus femoris během koncentrické kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s projevila statisticky významný rozdíl ($p = 0,009$). V případě, že budeme vycházet ze sledovaných parametrů, nelze říci, že by únava vyvolaná absolvováním únavového protokolu SAFT⁹⁰ měla signifikantní vliv na aktivitu vybraných svalů.

8 SOUHRN

Tato výzkumná práce byla součástí projektu, který se zabývá vlivem únavy na poranění předního zkříženého vazy u fotbalistů žákovských kategorií. Hlavním cílem práce bylo objektivně zhodnotit aktivitu vybraných svalů dominantní dolní končetiny před a po absolvování únavového protokolu během odlišných svalových kontrakcí a při různých úhlových rychlostech.

V teoretické části byly shrnuty poznatky o anatomii a kineziologii kolenního kloubu. Dále se práce zaměřila na stavbu příčně pruhovaného svalu a jednotlivé typy svalových vláken a kontrakcí. Rovněž byla zmíněna únava a regenerace. V neposlední řadě byla popsána povrchová elektromyografie a izokinetická dynamometrie. Teoretickou část uzavřely zahraniční studie, které se věnují využití obou zmíněných metod k hodnocení aktivity svalů dolní končetiny.

Naší studie se účastnilo celkem 23 hráčů týmu SK Sigma Olomouc ve věku 14-17 let. Měření se provádělo pomocí izokinetického dynamometru IsoMed 2000 a elektromyografického přístroje NORAXON-MYOSYSTEM 1400A. Aktivita byla snímána z celkem 8 svalů (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis). Měření probíhalo před a po absolvování únavového protokolu, který simuloval fotbalové utkání. Během měření se prováděly maximální volní koncentrické a excentrické kontrakce kolenního kloubu při úhlových rychlostech 60°/s a 120°/s. Získané hodnoty byly statisticky zpracovány pomocí t-testu a jako hladina statisticky významného rozdílu byla stanovena hodnota $p < 0,05$.

Výsledky výzkumné práce ukázaly statisticky významný rozdíl pouze v parametru mean amplitude u m. rectus femoris během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s ($p = 0,009$). Avšak únava neměla signifikantní vliv na aktivitu ostatních svalů dolní končetiny.

9 SUMMARY

The research work is part of a project that deals with the impact of fatigue on the injury of anterior cruciate ligament in footballers of pupil's categories. The main aim of the thesis is to objectively assess the activity of selected muscles of the dominant lower extremity before and after completing the fatigue protocol during different muscle contractions and at different angular velocities.

The theoretical part summarizes the knowledge about anatomy and kinesiology of knee joint. Further the thesis focuses on the structure of striated muscle and various types of muscle fibres and contractions. Fatigue and regeneration are mentioned as well. And last but not least, surface electromyography and isokinetic dynamometry are described. Foreign studies devoted to the application of both the mentioned methods for the assessment of the activity of lower extremity muscles round off the theoretical part.

In total, 23 players of the team SK Sigma Olomouc aged 14-17 years participated in our study. The measurement was performed by means of the isokinetic dynamometer IsoMed 2000 and the electromyographic apparatus NORAXON-MYOSYSTEM 1400A. The activity was scanned from 8 muscles in total (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis). The measurement was performed before and after completing the fatigue protocol which simulated a football match. During the measurement, maximum volitional concentric and eccentric contractions of knee joint were performed at angular velocities of 60°/s and 120°/s. The obtained values were statistically processed by means of t-test and the value $p < 0.05$ was determined as the level of a statistically significant difference.

The results of the research work showed a statistically significant difference only in the parameter of mean amplitude in m. rectus femoris during concentric contraction at angular velocity of 120°/s ($p = 0.009$). However, fatigue did not have any significant impact on the activity of the other muscles of lower extremity.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Allan D. G., Lamb, G.D., & Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological reviews*. 88(1), 287-332.
- Amann, M., Poctor, L.T., Sebranek, J. J., Pegelow, D. F., & Dempsey, J. A. (2009). Opioid-mediated muscle afferents inhibit central motor drive and limit peripheral muscle fatigue development in humans. *The Journal of Physiology*. 587 (1), 271-283.
- Ayala, F., De Ste Croix, M. B., Sainz de Baranda, P., & Santonja, F. (2012). Absolute Reliability of Hamstring to Quadriceps Strength Imbalance Ratios Calculated Using Peak Torque, Joint Angle-Specific Torque and Joint ROM Specific Torque Values. *International Journal of Sports Medicine*. 33, 909-916.
- Bassa, E., Patikas, D., & Kotzamanidis, Ch. (2005). Activation of Antagonist Knee Muscles During Isokinetic Efforts in Prepubertal and Adult Males. *Pediatric Exercise Science*. 17(2), 65-75.
- Batzopoulos, V., & Brodie, D.A. (1989). Isokinetic Dynamometry Applications and Limitations. *Sports Medicine*. 8(2), 101-116.
- Barry, B. K., & Enoka R.M. (2007). The neurology of muscle fatigue: 15 years later. *Integrative and Comparative Biology*. 47(4), 465-473.
- Berchicci, M., Menotti, F., Macaluso, A., & Di Russo, F. (2013). The neurophysiology of central and peripheral fatigue during sub-maximal lower limb isometric contractions. *Frontiers in Human Neuroscience*. 7(135), 1-10.
- Bernaciková, M., Kalichová, M., & Beránková, L. (n d.). *Druhy svalové kontrakce*. Retrieved 18.1. 2016 from the World Wide Web: http://is.muni.cz/do/1451/elearning/kineziologie/elportal/pages/druhy_svalove_kontrakce.html.

Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 54(2), 88-108.

Brown, L.E. (2000). *Isokinetic's in human performance*. Champaign: Human Kinetics.

Camarda, S.R., & Denadai, B.S. (2012). Does muscle imbalance affect fatigue after soccer specific intermittent protocol? *Journal of Science and Medicine in Sport*. 15(4), 355-360.

Criswell, E. (2010). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. London: Jones and Bartlett Publishers.

Croce, R., Miller, J.P., & Horvat, M. (2008). Alterations in torque and hamstrings agonist and antagonist activity over repeated maximum effort, reciprocal isokinetic flexion-extension movement. *Isokinetics and Exercise Science*. 16(2), 139-149.

Čihák, R. (2011). *Anatomie I*. Praha:Grada.

Delextrat, A., Gregory, J., & Cohen, D. (2010). The use of the functional H:Q ratio to assess fatigue in soccer. *International Journal of Sports Medicine*. 31(3), 192-197.

De Luca, C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 13(2), 135-163.

Dosoudilová, V. (2014). *Hodnocení aktivity vybraných svalových skupin dolní končetiny pomocí poly-EMG během excentrické kontrakce před a po zátěži u fotbalistů žákovských kategorií*. Retrieved 14.2.2016 from the World Wide Web:<http://library.upol.cz/arl-upol/cs/csg/?repo=upolrepo&key=38730500992>.

Dotan, R., Mitchell, C., Cohen, R., Klentrou, P., Gabriel, D., & Falk, B. (2012). Child-Adult Differences in Muscle Activation-A Review. *Pediatric Exercise Science*. 24(1), 2-21.

Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation and Clinical Applications*. Elsevier Limited.

Dvořák, R., (2007). *Základy kinetoterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.

Enoka R. M., & Stuart, D. G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*. 72(5), 1631-1648.

Enoka, R. M. (1995). Mechanisms of Muscle Fatigue: Central factors and Task Dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 5(3), 141-149.

Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why, and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology*. 586(1), 11-23.

Ganong, W.F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén.

Greko, C.C., da Silva, W. L., Camarda, S.R., & Denadai, B.S. (2013). Fatigue and rapid hamstring/quadriceps force capacity in professional soccer players. *Clinical Physiology and Functional Imaging*. 33(1), 18-23.

Falk, B., & Dotan, R. (2006). Child-adult differences in the recovery from high-intensity exercise. *Exercise and Sport Science Reviews*. 34(3), 107-112.

Fitts, R.H., (1992). Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiological Reviews*. 74(1), 49-94.

Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Williams & Wilkins.

Havlíčková (2003). *Fyziologie tělesné zátěže I*. Praha: Karolinum.

Hatzikotoulas, K., Patikas, D., Bassa, E., Hadjileontiadis, L., Koutedakis, Y., & Kotzamanidis, C. (2009). Submaximal Fatigue and Recovery in Boys and Men. *International Journal of Sports Medicine*. 30, 741-746.

Hof, A. L., Elzinga, H., Grimmius, W., & Halbertsma, J. P. K. (2002). Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait and Posture*. 16(1), 78-86.

Chmielewski, T. L., Hurd, W. J., & Snyder-mackler, L. (2005). Elucidation of potentially destabilising control strategy in ACL deficit non-copers. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 15(1), 83-92.

Joseph, A., Collins, Ch., L., Henke, N. M., Yard, E. E., Fields, A. K., & Comstock, R. D. (2013). A Multisport Epidemiologic Comparison of Anterior Cruciate Ligament Injuries in High School Athletics. *Journal of Athletic Training*. 48(6), 810-817.

Kapanji, I. A. (1987). *The physiology of the Joints. Volume two. Lower Limb*. London: Churchill Livingstone.

Kellis, E., & Baltzopoulos, V. (1999). The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 9(3),

191-199.

Kenney, W. L., Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2015). *Physiology of Sport and exercise*. Champaign: Human Kinetics.

Kittnar, O. a kolektiv (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing.

Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Norton U.S.A., Inc.

Krobot, A., & Kolářová, B. (2011), *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Kuipers, H. (1994). Exercise-induced muscle damage. *International Journal of Sports Medicine*. 15(3), 132-135.

Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement*. Champaign: Human Kinetics.

Lerchová, E. (2014). *Hodnocení aktivity vybraných svalů dolní končetiny pomocí poly-EMG během koncentrické kontrakce před a po zátěži u mladých fotbalistů*. Retrieved 14.2.2016 from the World Wide Web: <http://library.upol.cz/ar1-upol/cs/csg/?repo=upolrepo&key=6331804550>.

Mačák, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.

Masuda, K., Masuda T., Sadovama, T., Inaki, M., & Katsuta, S. (1999). Changes in Surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 9(1), 39-46.

Micheo, W., Hernández, L., & Seda, C. (2010). Evaluation, management, rehabilitation, and prevention of anterior cruciate ligament injury: current concepts. *PM&R*, *2*(10), 935-944.

Miller, J.P., Ronald, V., Groce, R.V., & Hutchins, R. (2000). Reciprocal coactivation patterns of medial and lateral quadriceps and hamstrings during slow, medium and high speed isokinetic movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. *10* (4), 233-239.

Moreira, P.V.S., Goncalves, M., Crozara, L. F., Castro A., Neto, A. F.A., Goethel, M. F., & Cardozo, A. C. (2015). Effects of fatigue on the neuromuscular capacity of professional soccer players. *Isokinetic's and Exercise Science*. *23*(4), 257-282.

Murphy, J. R., Button, D. C., Chaouachi, A., & Behm, D. G. (2014). Prepubescent males are less susceptible to neuromuscular fatigue following resistance exercise. *European journal of Applied Physiology*. *114*(4), 825-835.

Nýdrle, M., & Veselá, H. (1992). *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace poranění kolenního kloubu*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.

Oda, S., & Kida, N. (2001). Neuromuscular fatigue during maximal concurrent handgrip and elbow flexion or extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. *11*(4), 281-289.

Oliveira, A. S. C., Corvino, R. B., Goncalvez, M., Caputo, F., & Denadai, B. S. (2012). Maximal isokinetic peak torque and EMG activity determined by shorter ranges of motion. *Human movement*. *13*(2), 102–108.

Olyaei, G. R., Hadain, M. R., Talebian, S., Bagheri, H., Malmir, K., & Olyaei, M. (2006). the effect of muscle fatigue on knee flexor to extensor torque ratio and knee

- dynamic stability. *The Arabian Journal for Science and Engineering*. 31 (2C), 121-127.
- Psek, J.A., & Cafareli, E. (1993). Behaviour of coactive muscles during fatigue. *Journal of Applied Physiology*. 74(1), 170-175.
- Paraschos, I., Hassani, A., Bassa, E., Hatzikotoulas, K., Patikas, D., & Kotzamanidis, C. (2007). Fatigue Differences between Adults and Prepubertal Males. *International Journal of Sports Medicine*. 28, 1-6.
- Pravidlová komise FAČR (2011). *Pravidla fotbalu platná od 1. 7. 2011*. Praha: Olympia.
- Prodromos, Ch., Brown, Ch., Fu, F. H., Georgoulis, A. D., Gobbi, A., Howell, S. M., Johnson, D., Paulos, L. E., & Shelbourne, K. D. (2008). *The anterior cruciate ligament: Reconstruction and basic science*. Philadelphia, PA: Elsevier Saunders.
- Rahnama, N., Lees, A., Reilly, T. (2006). Electromyography of selected lower-limb muscles fatigued by exercise at the intensity of soccer match-play. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 16(3), 257-263.
- Rebai, H., Zarrouk, N., Sahli, S., Tabka, Z., Hug, F., & Dogui, M. (2012). Effect of heavy isokinetic intermittent exercise on acute neuromuscular fatigue in knee extensors. *Isokinetics and Exercise Science*. 20(2), 121-128.
- Robineau, J., Jouaux, T., Lacroix, M., & Babault, N. (2012). Neuromuscular Fatigue Induced by a 90-Minute Soccer game Modeling. *Journal of Strength & Conditioning Research*. 26(2), 555-562.
- Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 8(4), 173-177.

Rokyta, R. (2008). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.

Reilly, T. & Williams, A. M. (2003). *Science and Soccer*. London: Routledge.

Rumpf, M.C., & Cronin, J. (2012). Injury incidence, body site and severity in soccer players aged 16-18 years: implications for injury prevention. *Strength and Conditioning Journal*. 34(1), 1-12.

Seliger, V., & Vinařický, R. (1959) *Přehled fyziologie člověka*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.

Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010). The effect of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science and Medicine in Sports*. 13(1), 120-125.

Søgaard K., Gandevia S.C., Todd, G., Petersen, N.T., & Taylor, J.L. (2006). The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *J Physiol*. 573(2), 511–523.

Scherrer, J. (1995). *Únava* (M. Máček, Trans.). Praha: Victoria publishing. (Original work published 1989).

Spencer-Wimpenny, P. (2010). *Isokinetics explained*. Athene Services Ltd.

Thistle, H. G., Hislop, H. J., Moffroid, M., & Lowman, E. W. (1967). i
Isokinetic contractions: a new concept of resistive exercise. *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*. 6, 279-282.

Waldén, M., Hagglund, M., Magnusson, H., & Ekstrand, J. (2011). Anterior cruciate ligament injury in elite football: a prospective three-cohort study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 19(1), 11-19.

Waldén, M., Krosshaug, B., Borgeboe, J., Andersen, T.E., Faul, O., & Hagglund, M. (2015). Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *British Journal of Sports Medicine*. 49(22), 1456-1460.

Westerblad, H., Bruton, J. D., & Katz, A. (2010). Skeletal muscle: energy metabolism, fiber types, fatigue and adaptability. *Experimental Cell Research*. 316(18), 3093-3099.

Williams, C., & Ratel, S. (2009). *Human Muscle Fatigue*. London: Routledge.

Winter, D.A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. New Jersey: John Wiley and Sons.


Wright, J., Ball, N., & Wood, L. (2009). Fatigue, H/Q ratios and muscle coactivation in recreational football players. *Isokinetic's and Exercise Science*. 17(3), 161-167.

Yu, J., Jeong, J., & Lee, B. (2015). Evaluation of muscle damage using ultrasound imaging. *Journal of Physical Therapy Science*. 27(2), 531-534.

11 PŘÍLOHY

Příloha 1

Vyjádření etické komise

 **Fakulta
tělesné kultury**

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 25. 4. 2016 byl projekt výzkumu
autorů: **doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr.; Mgr. Karel Hůlka, Ph.D.; Mgr. Amr Zaatar, Ph.D., Mgr. Zuzana Xaverová; Bc. Ondřej Laštovička; Bc. Marian Opavský; Bc. Tereza Vilimová**
s názvem
Únava a riziko zranění předního zkříženého vazů (ACL) u hráčů a hráček dorostenecké kategorie
schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 40/2016
dne: 3. 5. 2016

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

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně
Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise
třída Míru 117 | Olomouc

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

Informovaný souhlas



INFORMOVANÝ SOUHLAS

Únava a riziko zranění kolena a hamstringů fotbalistů žákovských kategorií

Jméno a příjmení: _____

Datum narození: _____

Účastník byl do studie zařazen pod číslem (prosíme nevyplňovat):

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s účastí mého syna ve studii.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se od mého syna očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Porozuměl(a) jsem tomu, že účast ve studii je možno kdykoliv přerušit či odstoupit. Účast ve studii je dobrovolná.
3. Při zařazení do studie budou osobní data mého syna uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
4. S účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
5. Porozuměl(a) jsem tomu, že jméno mého syna se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis zákonného zástupce účastníka: _____

Datum: _____

Podpis řešitele pověřeného touto studií: _____

doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr.

Datum: 23. května 2013

Příloha 3

Dotazník: Aktuální zdravotní stav

Dotazník: Aktuální zdravotní stav

Datum:

Přiřazené číslo:

Jméno probanda:

Věk Výška Váha

Dominance horní končetiny

1. Kterou rukou píšete?
2. Kterou rukou se češete, čistíte zuby?.....

Preferenční dolní končetina pro odraz

1. Kterou nohou kopnete do míče?
2. Kterou nohou budete zvedat malý předmět?
3. Kterou nohou první vystoupíte na schod?.....
4. Kterou nohou rozšlapete malý předmět?

Úrazy na dolních končetinách (zlomeniny, distorze, operace)

1. Kyčelní kloub pravý ANO – NE typ úrazu:
2. Kyčelní kloub levý ANO – NE typ úrazu:
3. Kolenní kloub pravý ANO – NE typ úrazu:
4. Kolenní kloub levý ANO – NE typ úrazu:
5. Hlezenní kloub pravý ANO – NE typ úrazu:
6. Hlezenní kloub levý ANO – NE typ úrazu:
7. Jiné poranění DK (poranění svalu)

Bolesti bederní páteře ANO – NE

Pokud ANO jak často

Jiné zdravotní potíže, operace, alergie, jiné činnosti (plavání, jogging, lyžování...), skolioza (vadné držení těla), široké balení v dětství, ortopedické vložky do bot

Berete léky? ANO – NE

Pokud ANO, uveďte které

6. Hlezenní kloub levý ANO – NE typ úrazu:
7. Jiné poranění DK (poranění svalu)

Bolesti bederní páteře ANO – NE

Pokud ANO jak často

Jiné zdravotní potíže, operace, alergie, jiné činnosti (plavání, jogging, lyžování...), skolioza (vadné držení těla), široké balení v dětství, ortopedické vložky do bot

Berete léky? ANO – NE

Pokud ANO, uveďte které