

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI**

**FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY**

**Hodnocení aktivity vybraných svalů dolní končetiny  
pomocí poly-EMG během koncentrické kontrakce  
před a po zátěži u mladých fotbalistů**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Eliška Lerchová, Fyzioterapie

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

Olomouc 2014

## **Bibliografická identifikace**

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Eliška Lerchová

**Název diplomové práce:** Hodnocení aktivity vybraných svalů dolní končetiny pomocí poly-EMG během koncentrické kontrakce před a po zátěži u mladých fotbalistů.

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

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

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2014

**Abstrakt:** Včasná aktivace a souhra svalů podílejících se na stabilitě kolenního kloubu je významným faktorem ovlivňujícím výskyt a četnost poranění tohoto kloubu. Vznik svalové únavy může negativně ovlivnit optimální svalové zapojení a zvýšit riziko úrazu. Hlavním cílem práce bylo sledovat změnu aktivity vybraných svalů dominantní dolní končetiny u hráčů fotbalu v žákovských kategoriích před a po absolvování zátěžového protokolu. Výzkumu se zúčastnilo 26 hráčů fotbalového klubu SK Sigma Olomouc ve věku 13–15 let. Měření probíhalo na přístrojích NORAXON MyoSystem 1400A a přístroji IsoMed 2000. Během izokinetické koncentrické kontrakce (flexe a extenze v kolenním kloubu) byla u vybraných svalových skupin (m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. tibialis anterior, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. gastrocnemius lateralis a medialis) snímána svalová aktivita pomocí poly-EMG před standardizovaným simulovaným fotbalovým utkáním a ihned po jeho skončení. Každé měření obsahovalo tři série po třech opakováních pohybu. Série se lišily úhlovou rychlostí (60°/s, 120°/s 180°/s). Výsledky studie vykazují významné rozdíly v aktivitě m. GM a m. SEMI před a po absolvování zátěžového protokolu. U ostatních svalů nebyl nárůst v aktivitě dostatečně výrazný. Současně byla statisticky prokázána svalová únava ve všech měřených rychlostech. Ze snižující se úhlovou rychlostí se zvětšoval počet svalů, u kterých byla únava prokázána.

**Klíčová slova:** Izokinetická dynamometrie, elektromyografie, svalová aktivita, svalová únava, zátěžový protokol

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

## **Bibliographical identification**

**Author's first name and surname:** Bc. Eliška Lerchová

**Title of the master thesis:** Assessment of the activity of selected lower extremity muscles using poly-EMG during concentric contraction before and after exercise in young football players.

**Department:** Department of physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Amr Mohamed Zaki Zaatar, Ph.D.

**The year of presentation:** 2014

**Abstract:** Timely activation and coordination of muscles providing stability of the knee joint is an important factor influencing the occurrence and frequency of injury to this joint. The development of muscle fatigue may have a negative impact on optimal muscle involvement and increase the risk of injury. The main objective of the thesis was to monitor the change in the activity of selected muscles of the dominant leg in football players of pupil categories prior to and after undergoing an exercise protocol. The research involved 26 SK Sigma Olomouc football club players aged 13-15 years. The NORAXON MyoSystem 1400A devices and the IsoMed 2000 dynamometer were used for the measurements. During isokinetic concentric contraction (flexion and extension of the knee joint), muscle activity was recorded in the selected muscle groups (musculus vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. tibialis anterior, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. gastrocnemius lateralis and medialis) using poly-EMG before a standardised simulated football match and immediately after it. Each measurement comprised three series, each consisting of three repetitions of the movement. A different angular velocity (60°/s, 120°/s and 180°/s) was used in each of the series. The results of the study show significant differences in the activity of the gastrocnemius medialis muscle and the semitendinosus muscle before and after the exercise protocol. In the other muscles, the increase in activity was not sufficiently significant. At the same time, muscle fatigue was statistically proven at all velocities measured. With decreasing angular velocity, the number of muscles in which fatigue was proven increased.

**Key words:** isokinetic dynamometry, electromyography, muscle activity, muscle fatigue, exercise protocol

I agree the thesis paper to be lend within the library service.

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

V Olomouci dne 17. 7. 2014

.....

Děkuji Mgr. Amr Zaatarovi, Ph.D. za odborný dohled, pomoc a cenné rady při zpracování této diplomové práce. Děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat. Dále děkuji Bc. Veronice Dosoudilové za spolupráci a morální podporu v celém průběhu výzkumné práce a doc. PaedDr. Michalu Lehnertovi, Dr., Mgr. Petru Chvojkovi, Mgr. Zuzaně Xaverové a Bc. Pavlu Štolfovi za profesionální pomoc při měření.

Děkuji také mé rodině za výraznou podporu v průběhu celého studia.

## Obsah

1	Úvod.....	10
2	Přehled poznatků.....	12
2.1	Stavba svalu .....	12
2.1.1	Svalové vlákno.....	12
2.1.2	Myofibrily .....	13
2.1.3	Motorická jednotka (MJ) .....	15
2.2	Typy svalových vláken a jejich energetické zásobení .....	16
2.3	Nervosvalový přenos .....	16
2.4	Molekulární princip svalové kontrakce .....	17
2.5	Energetika svalové činnosti .....	18
2.6	Typy svalové kontrakce .....	19
2.6.1	Izometrická kontrakce.....	19
2.6.2	Izotonická kontrakce.....	19
2.6.3	Izokinetická kontrakce .....	19
2.6.4	Excentrická kontrakce.....	19
2.6.5	Koncentrická kontrakce .....	20
2.7	Únava .....	21
2.7.1	Centrální únava .....	22
2.7.2	Periferní únava .....	22
2.7.2.1	Příčina únavy – nervosvalová ploténka .....	23
2.7.2.2	Příčina únavy – svalové vlákno .....	24
2.7.3	Mechanismus svalové únavy na buněčné úrovni.....	25
2.7.4	Únava a tréninková úroveň.....	26
2.8	Regenerace.....	27
2.9	Izokinetická dynamometrie (ID).....	28
2.9.1	Faktory ovlivňující testování izokinetickou dynamometrií .....	29
2.9.2	Výhody a limity izokinetické dynamometrie.....	29
2.10	Povrchová elektromyografie.....	30
2.10.1	Podstata bipolárního snímání.....	30
2.10.2	Limity a faktory ovlivňující EMG .....	31

2.10.3	SEMG a únava .....	32
2.10.4	Zpracování a vyhodnocení EMG signálu .....	33
2.10.5	Studie využívající k hodnocení svalové aktivity poly-EMG .....	34
3	Cíle a hypotézy .....	36
3.1	Hlavní cíl.....	36
3.2	Dílčí cíle.....	36
3.3	Hypotézy.....	36
4	Metodika .....	38
4.1	Charakteristika vyšetřovaného souboru.....	38
4.2	Vyšetření.....	38
4.2.1	Anamnéza .....	38
4.2.2	Další vyšetření .....	38
4.3	Příprava před měřením.....	39
4.3.1	Umístění elektrod.....	39
4.3.2	Technické podklady měření.....	39
4.4	Průběh měření .....	39
4.5	Metodika vyhodnocování výsledků .....	41
4.5.1	Analýza poly-EMG záznamu.....	41
4.5.2	Statistické zpracování dat .....	41
5	Výsledky .....	43
5.1	Hypotéza $H_01$ .....	43
5.2	Hypotéza $H_02$ .....	44
5.3	Hypotéza $H_03$ .....	47
5.4	Hypotéza $H_04$ .....	47
5.5	Hypotéza $H_05$ .....	54
5.6	Hypotéza $H_06$ .....	55
5.7	Hypotéza $H_07$ .....	59
5.8	Hypotéza $H_08$ .....	60
5.9	Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean.....	61
5.10	Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence.....	62

6	Diskuze .....	63
7	Závěr .....	69
8	Souhrn.....	71
9	Summary.....	72
10	Referenční seznam.....	73
11	Přílohy.....	79



## Seznam zkratek

- ACL – anterior cruciate ligement
- ADP – adenosindifosfát (angl. adenosine diphosphate)
- AP – akční potenciál
- ATP – adenosintrifosfát (angl. adenosine triphosphate)
- BF – musculus biceps femoris
- DK/K – dolní končetina/ny
- EMG – elektromyografie
- EXC – excentrická kontrakce
- GL – musculus gastrocnemius lateralis
- GM – musculus gastrocnemius medialis
- H – hamstringy
- KOK – kolenní kloub
- KON – koncentrická kontrakce
- M – musculus
- MJ – motorická jednotka
- Q/QF – quadriceps femoris
- SEMG – surface (povrchová) elektromyografie
- ST (SEMI) – musculus semitendinosus
- TA – musculus tibialis anterior
- VL – musculus vastus lateralis
- VM – musculus vastus medialis

# 1 Úvod

Tato výzkumná práce je součástí projektu zabývajícího se únavou a rizikem zranění kolenního kloubu a svalů stehna u fotbalistů žákovských kategorií. Poranění dolní končetiny je nejčastějším sportovním úrazem vůbec. Zranění přímo kolenního kloubu tvoří u mužů až 10 % všech úrazů (Loës, Dahlstedt, & Thomée, 2000). U mladých fotbalistů ve věku 13–15 let je kromě poranění kolenního kloubu velmi časté poranění hlezenního kloubu (výron). Natažení nebo pohmoždění svalu bylo zaznamenáno až u  $\frac{2}{3}$  vyšetřovaných (Rumpf & Cronin, 2012).

Riziko zranění je přítomné u všech druhů sportu napříč věkovými kategoriemi a výkonnostními úrovněmi. Limitace způsobená zraněním se nevztahuje pouze na samotný sportovní výkon, ale i na tréninkovou činnost a narušuje koncept dlouhodobé přípravy. Rozdílnost v typech, příčinách a závažnosti zranění je dána mnoha faktory. Rizikové faktory můžeme rozdělit na intrinzivní (týkající se sportovce, tj. individuální psychosociální a biologické charakteristiky osoby – věk, pohlaví, stavba těla, zdravotní stav, anatomická stavba apod.) a extrinzivní (spojené s prostředím – tělesné zatížení, vybavení, hrací povrch apod.) (Krosshaug, Andersen, Olsen, Myklebust, & Bahr, 2005).

Rizikové faktory zranění kolena a zvláště ACL jsou multifaktoriální komplexního charakteru a mohou se lišit jak u jednotlivých sportů, tak mezi muži a ženami. Vliv ACL na kontrolu předního posunu tibie vůči femuru je ovlivněna aktivitou hamstringů (H), jako agonistů funkce ACL. Adekvátní funkce H může mít velký vliv na stabilitu kolenního kloubu i po zranění ACL. Hamstringy včasným zapojením do pohybu eliminují nadměrný tah QF a jím způsobený přední posun tibie (Chmielewski, Hurd, & Snyder-Mackler, 2005). Dostatečná současná kontrakce H snižuje stres na ACL, což je důležité především v úhlu 0–30° kolenní flexe. Důležitou roli v prevenci ruptur ACL sehrává rovněž nervosvalové řízení. Spolu s nervosvalovým řízením je zvýšení svalové síly nejlépe ovlivnitelný rizikový faktor pro zranění KOK (Myer et al., 2009).

Svalová únava je častým předmětem výzkumu jako jeden z důležitých faktorů, který může ovlivnit aktivitu a včasnou aktivaci svalů podílejících se na stabilizaci kolenního kloubu (Olyaei et al., 2006).

Cílem této studie a naším hlavním zájmem bylo hodnocení aktivity vybraných svalů dominantní dolní končetiny (pomocí ukazatele mean, mean frekvence) před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání. Zjišťovali jsme, zda u vybraných svalů se vztahem ke kolennímu kloubu došlo k projevům únavy a zda tyto projevy nějak ovlivnili aktivitu vybraných svalů.

## 2 Přehled poznatků

### 2.1 Stavba svalu

Kosterní svalstvo je nejobjemnější tkáňovou soustavou v lidském těle. U žen zaujímá 25–35 % a u mužů 40–45 % celkové tělesné hmotnosti. Sval je molekulární struktura schopná přeměnit chemickou energii v mechanickou práci – svalovou sílu. Hlavními vlastnostmi svalů jsou iritabilita, konduktivita, kontraktilita a adaptabilita. Svaly se skládají z velkého množství částí, které jsou popsány níže. Pro funkci svalu je důležitá především souhra mezi sarkolemou a sarkoplazmatickým retikulem, které zajišťují nervosvalový přenos, a vlastnosti sarkomer, které ovlivňují velikost produkované síly (Latash, 2008; Dylevský, 2009a, 2009b; Máček & Radvanský, 2011).

Sval je složen z velkého počtu svalových vláken, která jsou držena pohromadě pomocí tří vrstev kolagenní tkáně. Zcela na povrchu svalu se nachází epimysium. Prostřední vrstvu tvoří perimysium, které sdružuje fascikuly – svazky vytvořené spojením jednotlivých svalových vláken. Třetí vrstvou obklopující samotná svalová vlákna je endomysium (Čihák, 2008; Enoka, 2008; Latash, 2008; Wilmore, Costill & Kenny, 2008).

#### 2.1.1 Svalové vlákno

Svalové vlákno je mnohjaderná dlouhá cylindrická buňka. Rozměry svalových vláken se liší podle autorů. Uváděná průměrná délka vlákna je od 1 mm do 120 mm (Wilmore et al., 2008), někde až do 400 mm (Enoka, 2008) a průměr na průřezu od 10  $\mu\text{m}$  do 120  $\mu\text{m}$  (Enoka, 2008; Latash, 2008; Wilmore et al., 2008). Vlákno je složeno z několika desítek až několika tisíc myofibril, které je dále možno rozdělit na jednotlivá filamenta tvořená kontraktilními bílkoviny. Svazky těchto myofibril jsou obklopeny buněčnou membránou zvanou sarkolema (Ganong, 2003/2005). Wilmore et al. (2008) uvádí, že sarkolema je složena z plazmatické membrány (plazmalema) a bazální membrány. Má několik důležitých funkcí nezbytných pro svalovou akci. V klidové fázi nebo při zkrácení je sarkolema na povrchu vlákna uspořádána v mělké záhyby, což umožňuje následné protažení vlákna, aniž by došlo k jejímu potrhání. Sarkolema také obsahuje junkční záhyby pro nervosvalovou ploténku. V neposlední řadě tato membrána napomáhá udržení acidobazické rovnováhy a transportu metabolitů.

Prostor pod sarkolemou a mezi myofibrilami je vyplněn gelovou tekutinou označovanou jako sarkoplazma. Její obsah je tvořen organelami (např. mitochondrie, lyzozomy), energetickými zdroji (např. glykogen, tukové kapičky), enzymy (např. fosforyláza, ATPáza). Dalším důležitým obsahem sarkoplazmy jsou rozsáhlé duté membránové systémy – transverzální tubuly (T-tubuly), terminální cisterny a sarkoplazmatické retikulum (SR). Všechny tyto systémy jsou funkčně spojeny se sarkolemou a napomáhají přenosu signálu z nervového systému (Enoka, 2008).

T-tubuly začínají na povrchu sarkolemy a procházejí skrz ni do sarkoplazmy kolmo mezi myofibrily. Umožňují tak rychlejší přenos signálu z nervového vlákna k jednotlivým svazkům myofibril. Tvoří spojení mezi vnitřním a vnějším prostředím svalového vlákna umožňující vstup látek do vlákna i odvod odpadních látek (Ganong, 2003/2005; Enoka, 2008; Hamill & Knutzen, 2009).

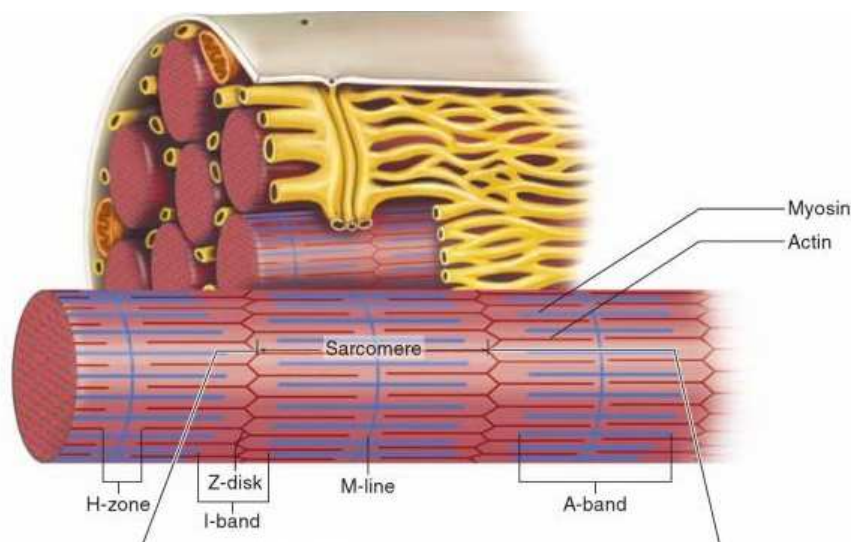
Sarkoplazmatické retikulum probíhá paralelně s myofibrilami a tvoří síť, která je obklopuje. V určitých místech se SR rozšiřuje a tvoří tzv. terminální cisterny. Sarkoplazmatické retikulum je hlavní zásobárnou vápníkových iontů, které jsou nezbytné pro přenos akčního potenciálu a následnou kontrakci svalového vlákna (Ganong, 2003/2005; Enoka, 2008; Hamill & Knutzen, 2009).

### **2.1.2 Myofibrily**

Myofibrily jsou tvořeny tenkými a tlustými bílkovinami (filamenty), které jsou ve vláknu pravidelně uspořádány. Základní kontraktilní jednotkou svalového vlákna je sarkomera, nacházející se v zóně mezi liniemi Z. Myofibrily jsou tvořeny sériemi těchto na sebe navazujících sarkomer. Myofibrila měřící 10 mm obsahuje asi 4000 sarkomer (Enoka, 2008). Díky tomuto uspořádání a odlišné lomivosti světla můžeme pozorovat charakteristické svalové pruhování. Jednotlivé úseky příčného pruhování jsou označeny písmeny, jak je znázorněno na obrázku 1.

Část sarkomery, ve které se nacházejí silná vlákna, je označována jako proužek A, písmenem I je označen proužek složený z méně hutnějších (světlejších) tenkých vláken. Uprostřed pruhu A se nachází světlejší pruh označovaný jako H. V tomto prostoru nedochází při svalové relaxaci k překrývání tenkých a tlustých filament. Linie Z prochází napříč vlákny uprostřed světlejšího proužku I. Je spojena s tenkými filamenty. Ke každé

linii Z je připojeno 3–6 tisíc tenkých vláken. Linie M prochází středem proužku H. Je to místo ukotvení silných vláken, které je současně drží ve správné pozici. Současně zde dochází k převracení polarit myozinových molekul (Ganong, 2003/2005; Latash, 2008; Wilmore et al., 2012).



Obrázek 1. Myofilamentum (Wilmore et al. 2012, 32).

### Tenká filamenta

Filamenta jsou polymery tvořené dvojitou šroubovicí řetězců aktinu. Kromě toho obsahují také tropomyozin a troponin. Molekuly tropomyozinu jsou dlouhá vlákna umístěná v prostoru mezi řetězci aktinu. Troponinové molekuly jsou malé složené jednotky kulovitého tvaru, které se nacházejí v pravidelných intervalech podél tropomyozinové molekuly. Jedno filamentum obsahuje asi 200–400 aktinových molekul a 40–60 tropomyozinových molekul. Troponin (TN) je kulovitý komplex složený ze tří podjednotek. Jednotka TN-T váže troponinový komplex k tropomyozinu, TN-C obsahuje vazebná místa pro vápníkové ionty a TN-I inhibuje interakci myozinu s aktinem. Jeden konec tenkého vlákna je vždy uchycen k linii Z, druhý směřuje podél tlustých vláken ke středu sarkomery. Součástí vlákna je i protein Nebulin, který reguluje délku tenkého vlákna a ovlivňuje interakci mezi aktinem a myozinem (Ganong, 2003/2005; Wilmore et al., 2008; Hamill & Knutzen, 2009).

## **Tlustá filamenta**

Hlavním proteinem obsaženým v těchto vláknech je myozin. Každé vlákno obsahuje asi 200 myozinových molekul. Molekula je složena ze dvou proteinových vláken, která jsou šroubovitě stočená a zakončená kulovitou hlavou (myozinová hlava). Kromě myozinu je důležitou součástí tlustých vláken protein titin, který se nachází v prostoru mezi linií Z a M (viz níže). Jeho funkce spočívá ve stabilizaci myozinových molekul v podélné ose. Na příčném řezu je každé silné vlákno obklopeno šesti tenkými vlákny uspořádanými do pravidelného šestiúhelníku. Tlustá vlákna mají v průměru asi 12 nm, zatímco tenká pouze 7 nm (Ganong, 2003/2005; Wilmore et al., 2008; Hamill & Knutzen, 2009).

### **2.1.3 Motorická jednotka (MJ)**

Je základním prvkem spojujícím nervový a svalový systém. Motorická jednotka je složena ze skupin svalových vláken inervovaných ze stejného motoneuronu. V jednom svalu se nachází množství motorických jednotek různé velikosti. Centrální nervový systém je díky možnosti zapojit různé množství motorických jednotek schopný řídit velikost generované síly. Podle velikosti svalu a v závislosti na přesnosti pohybů, kterých se daný sval účastní, obsahují motorické jednotky různý počet svalových vláken (od několika jednotlivých vláken po několik tisíc vláken v jedné MJ) (Ganong, 2003/2005; Enoka, 2008). U malých motorických jednotek se vyskytují menší motoneurony, které jsou také citlivější na změnu vnitřního prostředí. Příkladem mohou být křeče způsobené hypokalcémií, které se vyskytují hlavně na ruce, nohou nebo mimických svalech (Rokyta et al., 2008).

Podle míry sumace a frekvence akčních potenciálů dochází k různému zapojování MJ a různé produkci svalové síly. Nejdříve jsou zapojovány ty nejmenší MJ, které jsou zároveň nejexcitabilnější. Při narůstajícím množství vzruchů se přidávají další a větší motorické jednotky (nábor – reverberace). Tyto větší MJ mají několikanásobně vyšší sílu stahu než malé MJ. S přibývajícím časem a nábořem velkých motorických jednotek dochází ke gradaci svalové aktivity a síly. Motorické jednotky jsou zpravidla aktivovány asynchronně. Toto vzájemné zapojení motorických jednotek mimo fázi způsobí, že výsledná kontrakce svalových vláken splývá v hladký stah celého svalu (Ganong, 2004; Rokyta, 2008). Střídavé zapojení různých MJ umožňuje dlouhodobé udržení svalového tonu bez známek únavy (Rokyta et al., 2008).

## 2.2 Typy svalových vláken a jejich energetické zásobení

Svalová vlákna jsou primárně rozdělena do dvou hlavních skupin s odlišným svalovým metabolismem a energetickou spotřebou.

Typ I (slow-twitch fibers) je označován jako pomalá oxidační nebo také „červená“ vlákna. Barva vláken je způsobena vyšším obsahem myoglobinu. Tato vlákna mají pomalý náběh maximální kontrakce, kolem 110 ms. Jejich stavba je vhodná pro déletrvajících zatížení nižší intenzitou (Wilmore et al., 2008; Hamill & Knutzen, 2009).

Svalová vlákna typu II (fast-twitch fibers) je možné dále rozdělit na typ IIa a IIb, která jsou v některých zdrojích označována jako IIx, a IIc (Wilmore et al., 2008). Vlákna IIa (oxidačně glykolitická) jsou přechodným typem mezi červenými a bílými (glykolitickými) vlákny IIb. Tato rychlá vlákna dosahují maximální kontrakce přibližně po 50 ms. Maximální kontrakci jsou vlákna schopná udržet pouze krátce (Hamill & Knutzen, 2009).

Každý sval obsahuje různé typy svalových vláken v rozdílném poměru. Stejně tak se liší složení svalů u jedinců stejné i odlišné rasy. Ovlivnit poměr jednotlivých druhů vláken lze i tréninkovými technikami (Hamill & Knutzen, 2009). Přibližné zastoupení vláken ve svalu uvádí Wilmore et al. (2008). Největší poměr, asi 50 %, zaujímají nejčastěji aktivovaná vlákna typu I. Následuje typ IIa (25 %) a IIb (25 %). Maximálně třemi procenty je zastoupen typ IIc.

Rozdílná rychlost kontrakce vláken má svůj původ v odlišnosti obsažených enzymů ATPasy, který stojí za rozkladem ATP a uvolněním energie. Typ I obsahuje převážně pomalejší formu enzymu ATPasy, což je příčinou pomalejšího uvolnění energie pro svalovou kontrakci a tedy pomalejšího navázání příčných můstků. Rychlejší vlákna typu II mají současně více vyvinuté sarkoplazmatické retikulum, které je lépe adaptováno na rychlejší dodávku vápníkových iontů při příchodu akčního potenciálu. Wilmore et al (2012) na základě těchto poznatků uvádí rozdílnost v rychlosti kontrakce i velikosti vyprodukované síly. Rychlost u vláken typu II je pět až šestkrát vyšší a síla tři až pětkrát větší než u vláken typu I.

## 2.3 Nervosvalový přenos

Struktura obsahující terminální zakončení axonu a místo jeho napojení na svalovou membránu je označována jako nervosvalová ploténka (myoneurální spojení). Axony blízko



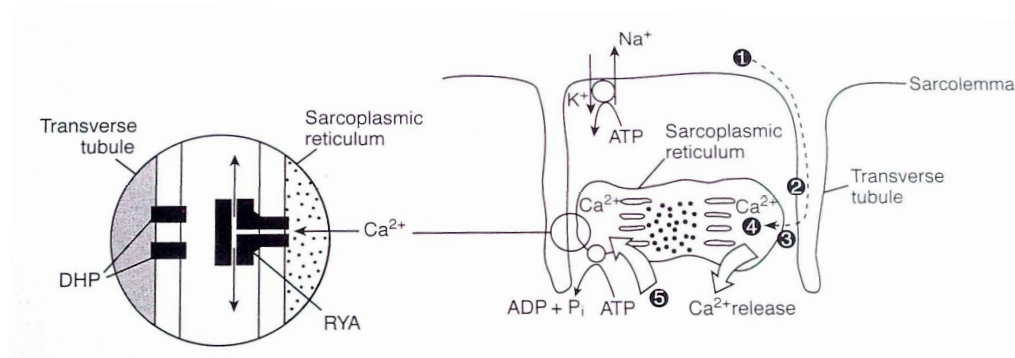
svého zakončení ztrácí myelinovou pochvu a dále se dělí na větší počet větví. Každé toto zakončení obsahuje malé agranulární váčky obsahující acetylcholin, mediátor nervosvalového spojení. Na povrchu membrány svalové buňky se nachází prohlubeň se zesílenou stěnou, tzv. motorická ploténka, do níž zapadá nervové zakončení. Membrána v této prohlubni je zvlněna (junkční zvlnění), vytváří tzv. palisády. Tyto palisády obsahují na svém povrchu nikotinacetylcholinové receptory, ke kterým difunduje acetylcholin uvolněný z agranulárních váček (Ganong, 2003/2005).

## 2.4 Molekulární princip svalové kontrakce

Příchodem akčního potenciálu do terminálního zakončení axonu (presynaptická membrána) je odstartována řada na sobě závislých chemických reakcí, jejichž výsledkem je svalová kontrakce. V okamžiku, kdy akční potenciál dorazí k presynaptickému zakončení nervového vlákna, dochází ke spuštění chemických reakcí, během kterých je do synaptického prostoru uvolněn acetylcholin (ACH). Následně dochází k navázání acetylcholinu na nikotinové receptory ACH (asi 10.000 receptorů na  $\mu\text{m}^2$ ) a změně vodivosti membránové ploténky pro ionty sodíku ( $\text{Na}^+$ ) a draslíku ( $\text{K}^+$ ). Výsledkem je zvýšené vtékání sodíkových iontů, které vyvolává depolarizační (ploténkový) potenciál. Tento místní potenciál depolarizuje přilehlou svalovou membránu na její spouštěcí úroveň. Následně dochází k odstranění acetylcholinu ze synaptické štěrbině pomocí enzymu acetylcholinesterázy. Akční potenciály vzniklé v okolí ploténky se šíří podél sarkolemy oběma směry a pomocí T-tubulů se dostávají až k dyhydropyridinovým receptorům (DHP). Tyto receptory fungují jako napěťové senzory a zároveň spouštěče zajišťující uvolnění  $\text{Ca}^{2+}$  iontů z blízkého sarkoplazmatického retikula. Během průchodu akčního potenciálu aktivují DHP receptory ryanodinové receptory (RYA) sarkoplazmatického retikula, které svým otevřením umožní vylití  $\text{Ca}^{2+}$  iontů do sarkoplasmy (Ganong, 2003/2005; Enoka, 2004; Latash, 2008).

Vápníkové ionty jsou pro svalovou kontrakci zásadní. V klidovém stavu molekuly tropomyozinu překrývají vazebná místa pro myozin. Troponin-tropomyozinový komplex tedy znemožňuje vytvoření příčných můstků (cross-bridge cycle) mezi aktinem a myozinem. Vápníkové ionty uvolněné ze sarkoplazmatického retikula se naváží na troponin, který má vysokou afinitu vůči vápníku (Wilmore et al., 2008). Tím se oslabí vazba troponinu na aktin a dovolí, aby se tropomyozin odsunul a uvolnil tak vazebné místo pro hlavy myozinu. Po pevném navázání může dojít ke klouzání tenkých vláken po silných

díky ohýbání v oblasti myozinové hlavy a krku. Celý tento proces je závislý na současné hydrolýze ATP (Ganong, 2003/2005). Posun vykonaný myozinovou hlavou zkracuje sarkomeru o 5–10 nm (Ganong, 2003/2005; Enoka, 2004). Vápníkové ionty jsou krátce po svém uvolnění aktivním transportem přemístěny zpět do podélných částí sarkoplazmatického retikula, kde jsou skladovány, dokud nepříjde na svalové vlákno další akční potenciál. Pokud je koncentrace  $\text{Ca}^{2+}$  iontu v sarkoplasmě dostatečně snížena, dochází k přerušování interakce mezi aktinem a myozinem. Troponin-tropomyozinový komplex se vrací do původní polohy a znovu překrývá vazebná místa. Nastává svalová relaxace (Ganong, 2003/2005; Enoka, 2004; Latash, 2008). Obrázek 2 schematicky znázorňuje sprážením excitace a kontrakce podle Enoky (2008).



Obrázek 2. Sprážením excitace a kontrakce svalového vlákna (Enoka, 2008, 211).

## 2.5 Energetika svalové činnosti

Aktivní proces svalové kontrakce i relaxace je závislý na dostatečném zásobení energií. Stejně jako v ostatních buňkách je okamžitým zdrojem ATP – adenosin trifosfát, respektive jeho makroergní fosfátové vazby. Enzym adenosin trifosfatáza, který je na myozinových hlavách, rozloží ATP na ADP – adenosindifosfát, anorganický fosfát a energii. Tato energie je využita k pohybu myozinových hlav (Ganong, 2003/2005; Wilmore et al., 2008; Westerblad & Allen, 2013). Energie získaná ze zásob ATP však vystačí na velmi krátkou dobu (řádově 1–2 sekundy). Další možností krytí energetických nároků je štěpení kreatinfosfátu (CP). Jeho zásoba však není dostatečná pro delší svalovou aktivitu než asi 8 sekund. Pro déletrvající svalovou práci je jako zdroj energie využívána glukóza ze svalového a jaterního glykogenu. Štěpení probíhá buď ve formě anaerobní (bez přítomnosti kyslíku), kdy je energetický zisk menší a dochází k tvorbě laktátu, nebo aerobní (za přítomnosti kyslíku), kdy k tvorbě laktátu nedochází a množství získané energie je větší (Scherrer, 1989/1995; Rokyta et al., 2008; Máček & Radvanský, 2011).

## **2.6 Typy svalové kontrakce**

Podle Dylevského (2009) je svalová kontrakce (aktivace) stav, při kterém je určitým množstvím svalových vláken vyvíjeno napětí, které se na úponové šlaše projevuje jako síla generující pohyb nebo stabilizující současnou polohu. Podle charakteristiky vnější zátěže, rozsahu kontrakce a směru pohybové akce, dělí Dylevský (2009a) svalovou kontrakci na dva hlavní typy: izometrickou a izokinetickou. Brown (2000) a Dvořák (2007) uvádějí i další typy kontrakcí: isotonickou, koncentrickou, excentrickou.

### **2.6.1 Izometrická kontrakce**

Při tomto typu kontrakce dochází ke zvýšení napětí svalu bez jeho viditelného zkrácení. Úpony se k sobě nepřibližují. Je charakteristický konstantním odporem a rychlostí pohybu  $0^\circ/\text{s}$  (Brown, 2000; Dylevský, 2009a).

### **2.6.2 Izotonická kontrakce**

Kontrakce je charakterizována konstantním odporem, který je udržován změnou rychlosti (Brown, 2000).

### **2.6.3 Izokinetická kontrakce**

Během kontrakce dochází k neustálému pohybu a změně délky mezi úpony. Podle Dvořáka (2003) je během izokinetického pohybu udržován konstantní moment hybnosti. Hamill a Knutzen (2009) uvádí, že izokinetická kontrakce musí být prováděna na izokinetickém dynamometru, aby byla zajištěna podmínka udržení konstantní rychlosti pohybu.

### **2.6.4 Excentrická kontrakce**

Je charakteristická pro brzdny pohyb – deceleraci. Dochází k prodloužení vzdálenosti mezi úpony a protažení svalu (Dylevský, 2009a). Vnější odpor je větší než síla vyprodukovaná svalem. Dochází k pohybu ve směru souhlasném s pohybem zátěže (Lehnert, Novosad, Langer, Botek, & Neuls, 2010). Během této kontrakce sval vykonává tzv. negativní práci (Brown, 2000).

### 2.6.5 Koncentrická kontrakce

Během této kontrakce sval vykonává tzv. pozitivní práci. Dochází k přiblížení svalových úponů a zvětšení objemu svalového břicha. Svalová síla působí ve stejném směru, jakým se pohybuje segment (Dylevský, 2009a).

Winter (2005) uvádí, že při koncentrické kontrakci se napětí ve svalu během zkracování při zatížení snižuje. Jedním z hlavních důvodů může být rozpojení příčných můstků a jejich opětovné vytvoření ve zkráceném stavu. Vliv má zřejmě i viskozita kontraktilních a nekontraktilních spojovacích tkání. Viskozita může zvýšit tření, jehož překonání vyžaduje určitou část vnitřní síly, která není následně přenesena na šlachy.

Různé druhy svalové kontrakce se odlišují v energetické náročnosti a schopnosti produkce maximální síly. Ze srovnání výše zmíněných typů vychází nejlépe excentrická kontrakce. Při ní je sval schopný vyvinout stejnou sílu s nižším počtem zapojených motorických jednotek než je tomu u koncentrické nebo izometrické kontrakce. Zároveň je při stejné síle u excentrické kontrakce nižší spotřeba kyslíku a ATP (Hamill & Knutzen, 2009; Baroni et al., 2011).

Změny ve svalovém okysličení jsou patrné u obou typů kontrakce (EXC/KON). Během počáteční fáze zatížení (do 20s) dochází k poklesu spotřeby kyslíku. Do jedné minuty od počátku zatížení se spotřeba kyslíku začíná opět zvyšovat. U koncentrického typu kontrakce jsou obě změny (počáteční snížení a následné zvýšení) výraznější než u excentrické kontrakce a konečné hodnoty svalového okysličení jsou vyšší u koncentrické kontrakce (Okamotoa, Masuharab, & Ikutac, 2007).

Excentrický typ kontrakce je často využíván při sportovním tréninku kvůli lepší adaptabilitě pohybového systému na tento druh zatížení. Ve srovnání s koncentrickým typem kontrakce dochází k většímu nárůstu svalové hmoty a větší produkci svalového napětí se současnou menší unavitelností motorických jednotek (Hamill & Knutzen, 2009; Baroni et al., 2011).

Koncentrická kontrakce je z pohledu produkce síly nejslabší. Síla je závislá na množství příčných můstků (cross bridges) vytvořených v myofibrilách. U koncentrické kontrakce se množství můstků snižuje se zvyšující se rychlostí pohybu. Další příklad větší náročnosti koncentrické kontrakce uvádí Hamill a Knutzen (2009) během pohybu ve vertikále. Jak KON tak EXC kontrakce jsou ovlivněny silovými momenty působící gravitace.

Směr gravitační síly je shodný se směrem síly EXC kontrakce a celková působící síla je rovna jejich součtu. Naopak u KON kontrakce působí gravitační síla v opačném směru. Svaly tak musí v pohybu směrem vzhůru vyprodukovat takovou sílu, která překoná působení gravitace.

## 2.7 Únava

V literatuře se nachází velké množství definic a charakteristik popisujících únavu. Většina má několik společných faktorů, které jsou považovány za určující pro vznik a stupeň svalové únavy. Mezi tyto faktory patří například pH tkáně, zásoby glykogenu, prokrvení, hladina kyseliny mléčné apod. (Enoka, 2008; Rokyta a kol., 2008; Williams & Ratel, 2013).

V roce 1978 definoval Fitts a Holloszy svalovou únavu jako reverzibilní stav snížené svalové síly zahrnující kromě sníženého nárůstu svalové síly také delší dobu relaxace. Vøllestad (1997) se v definici zaměřuje pouze na snížení produkce maximální síly během kontrakce. Elektromyografické parametry použili ve své definici Kallenberg, Shulte, Disselhorst-Klug a Hermes (2007). Podle nich se únava na EMG záznamu projevuje zvýšením amplitudy a snížením charakteristické spektrální frekvence.

Williams a Ratel (2013) z velkého počtu definic vybrali několik základních sjednocujících bodů, charakterizujících únavu.

- Pokles v jednom nebo více biologických systémech.
- Pokles je reverzibilní (odlišení od zranění nebo některých typů onemocnění).
- K poklesu může a nemusí dojít před pozorovatelnou změnou ve výkonu nebo úplným selháním a zastavením další práce (tento bod zohledňuje rozdíl v projevech únavy při testování během maximální krátkodobé aktivity a dlouhodobé vytrvalostní zátěže).

Baroni a kol. (2011) uvádí, že vzhledem ke složitosti systému a individuální rozdílnosti jednotlivců se dá během postupného poklesu svalové síly jen těžko určit konkrétní okamžik vzniku svalové únavy.

Řízení motorické činnosti je ovlivňováno v několika etážích. Stejně tak i únava může mít svou příčinu v některé z těchto etáží. Latash (2008), Williams a Ratel (2013), Willmore

et al. (2008) označují únavu jako vysoce složitý jev, na němž se podílí množství faktorů a fyziologických mechanismů probíhajících na různých úrovních v lidském organismu. Podle těchto autorů lze únavu rozdělit na periferní a centrální. Periferní únava v sobě zahrnuje změny v samotném svalovém vlákně a na nervosvalové ploténce. Jako centrální únavu pak označují změny odehrávající se v centrální nervové soustavě. Většinou má psychický podklad. Schematické znázornění lokalizací a možných mechanismů vedoucích ke vzniku únavy na jednotlivých etážích řízení motoriky je uvedeno v příloze 4.

### **2.7.1 Centrální únava**

V literatuře je vznik centrální únavy většinou připisován vzestupu koncentrace serotoninu, případně i dopaminu. Změna koncentrace těchto látek by měla vést k pocitům nevěle, ztráty chuti k pokračování ve výkonu i poklesu kontraktilní síly svalového vlákna. Pravdivost této teorie však není zcela jasně prokázána. Všechny mechanismy podléající se na centrální únavě nejsou ještě dokonale pochopeny a objasněny (Enoka 2008; Latash, 2008; Sherwood, 2010; Máček & Radvanský, 2011).

Se snížením nebo poruchou přenosu ze supraspinálních center do motorického neuronu se setkáváme spíše při dlouhodobější zátěži než při krátkodobější vysoce silové aktivitě. Tato úvaha je vysvětlována zvýšeným úsilím nutným k zvládnutí déletrvající zátěže, poklesu volní kontrakce u hlavních zapojených svalů a rozšířením aktivity do okolních svalů ve snaze zachování požadovaného svalového výkonu (Enoka, 2008).

### **2.7.2 Periferní únava**

Vzniká přímo v oblasti svalového vlákna nebo nervosvalového spojení. Mezi základní faktory ovlivňující vznik periferní svalové únavy patří zásoba a dodání energetických zdrojů, kontraktilní schopnost svalových vláken, vznik a hromadění vedlejších produktů metabolismu (laktát,  $H^+$ ), funkčnost nervosvalové ploténky (Latash, 2008; Wilmore et al., 2008).

Na vzniku periferní (svalové) únavy se podle Scherrera (1989/1995) podílejí tři základní typy činnosti:

- a) Lokální dynamická práce – činnost vykonávaná jedním svalem nebo skupinou synergistů, a to jak při koncentrické tak excentrické kontrakci.
- b) Celková dynamická práce – tuto činnost vykonávají převážně velké svalové skupiny se složitou soustavou vzájemných vztahů. Vzniká dynamický pohybový vzor. Jedná se například o chůzi, běh nebo plavání.
- c) Statická (odporová) práce – při této práci sval provádí izometrickou kontrakci proti odporu trvale nebo intermitentně.

Scherrer (1989/1995) popisuje tři hypotézy, které se snaží vysvětlit vznik únavy případně až vyčerpání u submaximální zátěže:

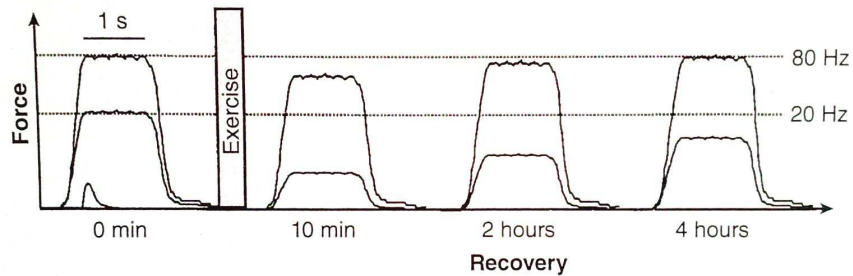
- a) Deficit energetických látek nutných k uskutečnění svalové kontrakce.
- b) Deficit látek nezbytných pro spalování – kyslík.
- c) Snížení utilizace energetických zdrojů a kyslíku.

### **2.7.2.1 Příčina únavy – nervosvalová ploténka**

Snížení výkonu nebo svalové síly způsobené poruchou přenosu akčního potenciálu (AP) na nervosvalové ploténce může být následkem několika mechanismů. Mezi tyto mechanismy patří například snížení syntézy nebo uvolňování acetylcholinu, nadměrné množství enzymu odbourávajícího acetylcholin před přenosem AP nebo naopak jeho nedostatek způsobující přetrvávající excitaci neodbouraným acetylcholinem, zvýšený excitační práh svalové membrány a další. Většina z výše uvedených poruch přenosu je součástí některé neurologické diagnózy a u zdravých jedinců se vyskytují zřídka (Wilmore et al., 2008).

Scherrer (1989/1995) v souvislosti s přenosem AP na nervosvalové ploténce poukazuje na výsledky pokusů na zvířatech, během nichž při externí stimulaci motorického nervu vyšší frekvencí (80 Hz) došlo ke snížení mechanické výkonnosti. Pokud se však frekvence dráždění snížila (na  $\frac{1}{3}$  nebo na  $\frac{1}{4}$ ), došlo k opětovnému nárůstu mechanické odpovědi. Scherrer se domnívá, že tento experimentální pokus vyvolal únavu v oblasti nervosvalového spojení, díky které se snížil příjem dráždivých podnětů a kontraktilní

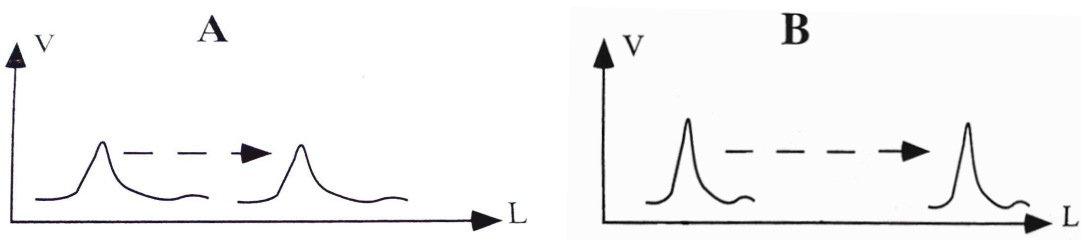
system měl čas se zregenerovat a připravit na příjem nových podnětů. Naproti tomu Enoka (2008) uvádí termín ‚low-frequency fatigue‘. U svalového vlákna, které bylo drážděno frekvencí 1–20Hz, je schopnost produkovat sílu nižší (obrázek 3).



Obrázek 3. Obnovení svalové síly po aktivaci způsobující únavu. (Enoka, 2008, 332).

### 2.7.2.2 Příčina únavy – svalové vlákno

Projevy únavy na svalovém vláknu jsou povětšinou sledovány na preparátech, které jsou externě stimulovány. Latash (2008) popsal některé tyto změny na svalovém vláknu. Zjištěné bylo snížení rychlosti vedení akčního potenciálu, které vedlo ke snížení amplitudy a prodloužení doby trvání akčního potenciálu (obrázek 4). Ke snížené rychlosti vedení může přispívat také změna v excitačním prahu svalové membrány. Dalším pozorovaným jevem bylo zpomalení relaxační fáze, respektive dvoj- až trojnásobné prodloužení doby, ve které hodnoty peak (vrchol amplitudy) poklesly z maxima na 50 %. Mechanismus těchto jevů může zahrnovat pomalejší odbourávání vápníkových iontů následované snížením koncentrace ATP a změnou v době trvání rozpojení příčných můstků mezi aktinem a myozinem.



Obrázek 4. Průběh akčního potenciálu na svalovém vláknu během únavy (A) a bez únavy (B).

Mechanismus, který může přispívat ke vzniku únavy, je průtok krve ve svalu. Při zvýšené svalové činnosti se zvyšuje i průtok krve, který zajišťuje přísun energetických zásob a odvod vedlejších produktů metabolismu, jako je laktát nebo teplo. Během svalové



aktivity se však zvedá intramuskulární tlak a pokud tento vzestup přesáhne tlak systolický, dochází ke kompresi cév a sníženému průtoku. Tyto poruchy krevního zásobení nejsou pozorovány u trvalé aktivity nepřesahující 15 % maximální volní kontrakce ani u intermitentní a dynamické svalové práce (Enoka, 2008).

### **2.7.3 Mechanismus svalové únavy na buněčné úrovni**

Během pohybové aktivity prováděné vysokou intenzitou dochází k výraznému zvýšení spotřeby energie. Současně s těmito změnami dochází i ke změnám v metabolismu na úrovni svalového vlákna a nervosvalové ploténky. Tento proces je velmi složitý, obsahuje množství faktorů a látek, které jsou ovlivňovány. Cílem této práce není detailní popis změn na iontové úrovni, proto zde budou zmíněna pouze základní fakta. Pro detailnější popis jednotlivých změn probíhajících na buněčné úrovni odkazují na některé literární zdroje (Enoka, 2008; Latash, 2008; Wilmore et al., 2008; Rokyta et al., 2008; Máček & Radvanský, 2011; Westerblad & Allen, 2013).

Pokud intenzita zátěže překročí aerobní práh, je většina spotřebované energie (ATP) vytvořena anaerobně. Toto hrazení energetických nároků s sebou na rozdíl od aerobního hrazení nese tvorbu vedlejších produktů (laktát,  $H^+$ , teplo) a snížení hladiny fosfokreatinu (PCr). V česky psané literatuře se setkáváme s označením kreatinfosfát (CP). Během anaerobního krytí energie jsou z glykosylových zbytků vytvořeny pouze 3 molekuly ATP, zatímco u aerobního krytí je molekul ATP 39. Z toho vyplývá i rychlejší vyčerpání zásob glykogenu při aktivitě s vysokou intenzitou. Na počátku aktivity je množství ATP bez výraznějších změn díky kreatinfosfátu obsaženém ve svalu. Množství CP ve svalu je asi pětikrát vyšší než množství ATP. Štěpením kreatinfosfátu na kreatin (Cr) a fosfátový iont (Pi) se uvolní větší množství energie než při štěpení samotného ATP. Energií získanou z tohoto štěpení se tedy poměrně snadno obnovují makroergní vazby ATP. S výrazným pokles CP dochází i ke zpomalení obnovy a poklesu ATP se současným zvýšením ADP, Cr a Pi (Westerblad & Allen, 2013).

Jak již bylo několikrát zmíněno, projevem svalové únavy je snížení síly u statické práce, při dynamické práci se objevuje pokles ve výkonu. Westerblad a Allen (2013) připisují první známky poklesu poruchám funkce myofibril, zatímco v pozdější fázi únavy je tento pokles způsoben především sníženým uvolňováním vápníkových iontů ze sarkoplazmatického retikula. Důvodů pro tento pokles může být několik. Všechny však mají

souvislost s množstvím ATP ve svalu. Při zvýšeném příjmu akčních potenciálů (a snížené koncentraci ATP) se může v systému transversálních tubulů hromadit draslík uvolněný ze svalových vláken. Tento uvolněný draslík se podílí na zkrácení délky AP a znesnadnění uvolňování vápníkových iontů. Bylo prokázáno, že při snížení frekvence dráždění se zlepšuje i uvolňování  $\text{Ca}^{2+}$ . Dalším faktorem je funkčnost sodíkovodraslíkové pumpy a vápníkové pumpy (enzym  $\text{Ca}^{2+}$  ATPase), která přes koncentrační gradient vrací vápníkové ionty zpět do sarkoplazmatického retikula. Uvolňování iontů ze SR je dále ovlivňováno metabolickými změnami a změnami poměrů v zastoupení molekul ATP, ADP, CP, Cr, Pi,  $\text{MG}^{2+}$  apod. (Enoka, 2008; Westerblad & Allen, 2013).

Na úrovni myofibril a kontraktilních vláken (aktinu a myozinu) dochází během únavy ke změnám v produkci kontraktilní síly a rychlosti tvorby příčných můstků a změnám senzitivity vůči vápníkovým iontům. Snížená rychlost spojení a rozpojení kontraktilních vláken může kromě rychlosti kontrakce ovlivňovat také relaxaci. Enoka (2008) podobně jako Westerblad a Allen (2013) uvádějí jako jednu z hlavních příčin těchto změn fosfátové ionty uvolněné při štěpení kreatinfosátu. Změna (snížení) pH tkáně podle těchto autorů nemá až tak zásadní vliv, jak se dříve myslelo. Wilmore et al. (2008) naopak snížení intracelulárního pH považují za velmi důležitý faktor ovlivňující míru únavy a snížení výkonnosti. Snížení pH podle nich výrazně snižuje glykolýzu a vede k rychlejšímu vyčerpání energetických zdrojů. Nutno dodat, že tento fakt popisují u krátkodobější zátěže prováděné maximální intenzitou. Zátěž při fotbalovém utkání je spíše submaximálního charakteru. U submaximální zátěže není kumulace katabolitů tak rozsáhlá jako u zátěže maximální (Scherrer, 1989/1995).

#### **2.7.4 Únava a tréninková úroveň**

Jedinci s vyšší úrovní trénovanosti mohou vykazovat odlišné reakce na určitou míru zatížení než netrévaní jedinci. Existuje několik tréninkem ovlivnitelných faktorů, které mohou zvyšovat resistenci proti únavě. Podle typu a frekvence tréninku může být do jisté míry ovlivněna skladba svalových vláken (typ I nebo typ II), a tím i spotřeba energie a převažující forma energetického krytí. Mezi dalšími parametry, které jsou u trénovaných jedinců na vyšší úrovni je  $\text{VO}_{2\text{max}}$ , množství oxidativních enzymů, kapilární síť a v neposlední řadě i lepší svalová koordinace agonistů a antagonistů, díky které může být pohybová aktivita jako celek provedena ekonomičtěji (Bogdanis, 2013).

## 2.8 Regenerace

Zotavení (regenerace) je biologický proces, při kterém dochází k obnově přechodného poklesu funkčních schopností organismu. Rychlost regenerace ovlivňuje délka trvání zátěže, charakter energetického krytí (aerobní, anaerobní) a pohybová činnost během doby zotavení (aktivní nebo pasivní odpočinek). Podstatou aktivního odpočinku je udržení zvýšeného průtoku krve v zatěžovaných oblastech. Tento vyšší průtok urychluje látkovou výměnu a odbourání zátěžových metabolitů (Havlíčková, 2003). V současné době je také využíváno několika forem regenerace (převážně v rámci pasivního odpočinku), jejichž přehled a účinnost popisuje Nováková a kol. (2012).

Na zotavení organismu po zátěži se podílejí všechny tkáňové systémy lidského těla. Jedná se o aktivní proces vyžadující energetické krytí. Během období regenerace dochází k resyntéze ATP a CP, glukoneogenezi a glykoneogenezi zbylého laktátu v játrech (část laktátu je spálena jako energetický zdroj již během pohybové činnosti), úhradě zásob kyslíku v krvi, přesunům iontů přes buněčné membrány ( $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ). Jistou míru energetické náročnosti představují také přesuny tekutin, tukových zásob a hormonální produkce. Významnou položkou je také regulace vzniklého nadbytečného tepla. Doba zotavení se u jednotlivých systémů liší. Zatímco poměry v transportním systému se stabilizují poměrně rychle, definitivní odbourání laktátu nebo nastolení rovnováhy kyslíku a oxidu uhličitého v tělních tekutinách může trvat až 12 hodin (Máček & Radvanský, 2011). Havlíčková (2003) uvádí orientační dobu pro obnovu fosfátu přibližně 3 hodiny, obnova svalového glykogenu zabere 10–46 hodin, laktát je metabolizován během hodiny u aktivního odpočinku a až dvě hodiny při pasivním odpočinku.

Regenerace organismu začíná po ukončení sportovního výkonu a obsahuje několik základních částí, které se ve sportovní terminologii označují jako pravidlo tří R: refuel (doplnění zásob energie), rehydrate (doplnění tekutin) a rest (odpočinek). Doplnění energie po výkonu je nezbytně nutné pro celkovou regeneraci před dalším výkonem, a také jako prevence svalových zranění. Enzymy a hormony látkové výměny vykazují největší aktivitu bezprostředně po tělesné zátěži, vyšší hodnoty jsou přítomny i po 2–4 hodinách (Skolnik, & Chernus, 2010/2011).

## 2.9 Izokinetická dynamometrie (ID)

Izokinetická svalová aktivita je charakterizována konstantní rychlostí pohybu v celém jeho rozsahu. Zajištění konstantní rychlosti je možné pouze při použití přístroje – izokinetický dynamometr (Baltzopoulos, 2008; Hamill & Knutzen, 2009). Baltzopoulos (2008) popisuje dynamometr jako rotační zařízení s pevnou osou otáčení, který umožňuje rotaci s předem určenou konstantní úhlovou rychlostí. Rychlost zůstává zachována díky měnícímu se odporu pohybujícího se ramene v závislosti na síle produkované svalem (Lehnert a kol., 2012).



Obrázek 5. Přístroj IsoMed 2000 (<http://www.derenkeji.com/chanpin/2012-10-16/667.html>).

Izokinetická dynamometrie je považována za objektivní a spolehlivý diagnostický nástroj. První výzkumy a testování vrcholových sportovců probíhalo již v 70. letech 20. století (Brown, 2000; Dirnberger, Kösters, & Müller 2012; Lehnert a kol., 2012). Testování svalové síly pomocí ID je využitelné ve sportovní medicíně, sportovním tréninku i fyzioterapii. Pomocí ID jsme schopni zhodnotit např. svalové oslabení, svalové disbalance končetin při bilaterálním hodnocení, efekt tréninkového nebo rehabilitačního programu (Lehnert, Urban, Procházka, & Psota, 2011).

Testování svalů v oblasti kolenního kloubu je vůbec nejčastější téma odborných prací, které využívají k hodnocení izokinetickou dynamometrii. Většina prací je postavena na sledování poměrů momentů maximálních sil mezi flexorovou a extenzorovou skupinou svalů kolenního kloubu (poměr Hamstringy/Quadriceps) na jedné nebo obou dolních kon-

četinách. Poměr  $\text{conH/Q}$  (poměr koncentrických kontrakcí) se ukázal jako dostatečně validní nástroj pro hodnocení a posouzení připravenosti k soutěžnímu výkonu, prevence zranění a rehabilitace po zranění křížových vazů (Dvir, 2004; Golik-Peric, Drapsin, Obradovic & Drid, 2011; Parulyté et al., 2011; Lehnert a kol., 2012). Jsou popsány tři možné pozice pro testování kolenního kloubu: sedící, pronovaná a supinovaná. Bližší popis jednotlivých pozic včetně zajištění segmentů uvádí např. Dvir (2004).

### **2.9.1 Faktory ovlivňující testování izokinetickou dynamometrií**

Výsledky testování jsou ovlivněny mnoha vnějšími, ale i vnitřními faktory. Izokinetická dynamometrie se používá převážně k měření velikosti volní svalové kontrakce. Vedle mechanických a fyziologických faktorů hraje významnou roli i psychická složka. Bez adekvátní spolupráce a motivace měřeného jedince mohou být výsledné hodnoty výrazně zkreslené. K dosažení maximálních hodnot při měření může přispět verbální motivace a vizuální feedback. V obou případech by měl být dodržen standardní postup a zajištěna instruktáž ohledně využití vizuálního biofeedbacku (Baltzopoulos, King, Gleeson, & De Ste Croix, 2012). Mezi mechanické a fyziologické faktory je řazena gravitační síla, vliv dvoukloubových svalů, pozice sousedních kloubů (Baltzopoulos, 2008; Baltzopoulos et al., 2012), rychlost pohybu, správné nastavení osy pohybu (Baltzopoulos, 2008), aktivita antagonistů a familiarizace (Baltzopoulos et al., 2012).

### **2.9.2 Výhody a limity izokinetické dynamometrie**

Za hlavní klady je považována vysoká reliabilita, standardizace a možnost hodnocení síly v celém průběhu pohybu (Lehnert et al., 2011). Jako další klad je uváděna možnost izolovaného testování jednoho kloubu, tedy určité svalové skupiny, a možnost úpravy testovaného rozsahu pohybu podle aktuálních potřeb (Lehnert a kol., 2012).

Izokinetické testování má i několik nevýhod. Tento typ svalové aktivity se v běžných denních činnostech ani při sportovních výkonech neobjevuje. Limitujícím faktorem je také možnost testování jen v rychlostech, které je přístroj schopný zvládnout. V mnoha případech ani maximální možná nastavitelná rychlost nedosahuje potřebných hodnot. Vzhledem k nákladům na pořízení izokinetického systému zatím nedochází k jeho masovému využití k tréninku ani testování (Hamill & Knutzen, 2009; Lehnert a kol., 2012).

## 2.10 Povrchová elektromyografie

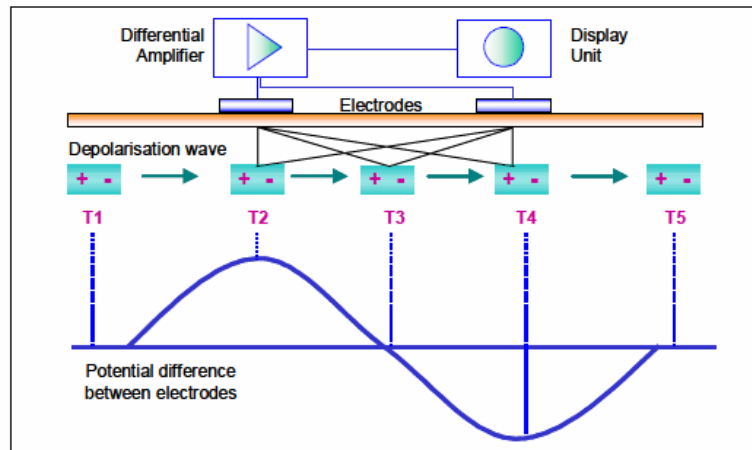
Povrchová elektromyografie (SEMG – surface electromyography) je neinvazivní metoda umožňující registrovat elektrické projevy během činnosti pohybového aparátu. Pomocí této metody jsme schopni blíže popsat například sekvenci zapojování jednotlivých svalů, velikost svalové aktivity, svalové synergie, svalovou únavu apod. (Krobot & Kolářová, 2011). Zatímco jehlová elektromyografie je schopná hodnotit jednotlivé akční potenciály v motorických jednotkách uvnitř svalu, povrchová elektromyografie podává informace o větším množství motorických jednotek (tedy svalové tkáni), které se nacházejí v blízkosti snímacích elektrod. SEMG je proto vhodnější k měření většího množství svalů během různé pohybové aktivity (Krobot & Kolářová, 2011).

Povrchová elektromyografie má široké spektrum využití. Velmi časté je její použití v neurologii, neurofyziologii, ortopedii, biomechanice, sportovní medicíně, ergonomii a dalších. Ve sportovní medicíně a fyzioterapii je využívána jako hodnotící metoda vlivu specifických tréninkových a rehabilitačních postupů (Rodová, Mayer, & Janura, 2001; Konrád, 2005; Türker & Sözen, 2013).

### 2.10.1 Podstata bipolárního snímání

Zdrojem signálu, který je snímán na povrchu svalu pomocí elektrod, je akční potenciál (transmembránový proud) na úrovni sarkolemy, tedy elektrický projev iontové výměny na membráně (Rodová et al., 2001; Hamill & Knutzen, 2009).

Povrchovou elektromyografii můžeme snímat monopolárně nebo bipolárně. Monopolární snímání je vhodnější spíše pro měření ve statických pozicích. Pro dynamickou svalovou aktivitu je vhodnější bipolární snímání. Základem tohoto snímání je pár elektrod uložen na svalové bříško (vzdálenost asi 1,5–2 cm od sebe, paralelně s průběhem svalových vláken) a jedna elektroda referenční, která je uložena v co nejméně elektricky aktivní oblasti (např. tuberositas tibiae) (Hamill & Knutzen, 2009; Türker & Sözen, 2013). Elektrody zaznamenávají změny elektrického napětí spojené s propagací akčních potenciálů, které se projevují na kůži nad svalem. V daném okamžiku snímají elektrody potenciály s různou fází vzhledem k referenční elektrodě. Výsledný signál, který je zesílen v diferenciálním zesilovači, představuje potenciálový rozdíl snímáný oběma elektrodami zároveň (Krobot & Kolářová, 2011).



Obrázek 6. Model posunu depolarizační vlny po svalové membráně (Konrád, 2005, 8).

## 2.10.2 Limity a faktory ovlivňující EMG

### Limity

Jedním z limitů pro SEMG je variabilita pohybové aktivity s rozdílným množstvím a typem zapojených motorických jednotek. Při opakování téhož pohybu není vždy identický nábor MJ a mění se i akční potenciál těchto MJ. Variabilitu můžeme částečně omezit standardizací podmínek měření, ale nelze ji zcela odstranit. Při snímání signálu během dynamické pohybové aktivity může docházet ke změně polohy elektrody vůči snímané části svalu posunem jednotlivých tkáňových vrstev vůči sobě. Během dynamického pohybu a přechodu z koncentrické aktivity do excentrické (a naopak) dochází k objemovým změnám svalu, mění se napětí kůže, napětí mezi oběma elektrodami a elektrochemická rovnováha mezi elektrodou a kůží. Velký vliv na kvalitu získaného signálu má také dostatečný kontakt mezi elektrodou a kůží. V případě zvýšené potivosti může dojít ke snížení kontaktu nebo zvýšení odporu mezi elektrodou a kůží (Krobot & Kolářová, 2011; Türker & Sözen, 2013). Z pohledu vyhodnocení je hlavním problémem nerespektování dalších faktorů, které se podílejí na vzniku signálu. Jejich zanedbání může vést k nepřesné interpretaci výsledků a chybným závěrům (Rodová et al., 2001).

### Faktory

Signál SEMG je ovlivňován celou řadou vnitřních a vnějších faktorů. „Faktory vnitřní vycházejí z fyziologických, anatomických a biomechanických vlastností svalu během kontrakce a nelze je vlastním snímáním ovlivnit. Naopak faktory vnější, které vycházejí

např. z konfigurace a umístění elektrod, je možné ovlivnit.“ (Krobot & Kolářová, 2011, 19). Stručný přehled faktorů je zpracován podle (De Luca, 1997; Krobot & Kolářová, 2011).

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

### 2.10.3 SEMG a únava

Svalová únava se na snímaném signálu projeví posunem frekvenčního spektra k nižším frekvencím a zvýšením amplitudy (Winter, 2005; Hamill & Knutzen, 2009). Změny v charakteru snímaného signálu jsou pravděpodobně způsobeny svalovými kompenzačními mechanismy, které zabraňují poklesu síly. Nárůst amplitudy je zřejmě způsoben zvýšenou sumací (časovou nebo prostorovou) akčních potenciálů nebo synchronizací výbojů (Krobot & Kolářová, 2011). Hamill a Knutzen (2009) uvádějí jako faktory ovlivňující svalovou únavu změny v náboru a synchronizaci MJ, rychlost pálení MJ a změny MUAP (sumační akční potenciál motorické jednotky).

De Luca (1997) doporučuje k hodnocení svalové únavy střední hodnotu frekvence z důvodů větší citlivosti na fyziologické a biochemické změny a menší ovlivnitelnosti šumem. Spektrální změna EMG signálu, typická pro svalovou únavu, může být dále hodnocena těmito charakteristikami frekvenčního spektra: medián, modus, průměr, poměr nízkého a vysokého frekvenčního spektra, plocha integrovaného signálu odpovídající poklesu mediánu frekvence (Rodová et al., 2001).



Hodnocení svalové únavy pomocí SEMG je nejčastěji prováděno při izometrické kontrakci. Při dynamické aktivitě je měření komplikováno větším množstvím faktorů, které mohou ovlivnit výsledné hodnoty, jako například stabilizace testované části těla, aktivit synergistů apod. Maffiuletti a Bendhan (2013) také zdůrazňují, že je třeba počítat při hodnocení a interpretaci výsledků dynamického pohybu s větší náročností oproti již tak složité izometrické kontrakci.

Pro porovnávací analýzy svalové aktivity jsou vhodné průměrné hodnoty amplitudy – mean. Jejich výhodou je menší sensitivita k rozdílné době trvání analyzovaných intervalů a dobře odrážejí aktivitu vybraného svalu (Konrad, 2005).

#### **2.10.4 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu**

Ve snaze o získání co nejlepší kvality signálu pro další hodnocení je obvykle již diferenciálně zesílený EMG signál zpracován pomocí frekvenční filtrace a rektifikace. Na tzv. „surový“ (raw) elektromyografický signál aplikujeme frekvenční filtry kvůli odstranění případných artefaktů v signálu. Existují dva typy filtrů, tzv. high pass filtry, které mají propustnost 10–20 Hz a low pass filtry s dolní propustností 500 Hz (Krobot & Kolářová, 2011). Pohybové artefakty se vyskytují většinou v rozmezí 0–10 Hz (Winter, 2005). Signál svalů získaný pomocí SEMG má obvykle maximální rozložení v pásmu 50–150 Hz, šířka frekvenčního spektra se u různých svalů liší (De Luca, 1997; Rodová et al., 2001). Usměrnění signálu, neboli rektifikace, je matematická úprava vzniklého signálu. Signál oscilující nad a pod bazální linií je převeden do absolutních hodnot. Jsou známé dva druhy rektifikace – poloviční (half rectification) a plná (full rectification) (Rodová et al., 2001).

Další možný způsob úpravy EMG signálu je normalizace. Využívá se většinou při dynamických činnostech. Při normalizaci jsou naměřené hodnoty vztažené k předem stanovené referenční hodnotě. „Výsledkem je potom poměrové vyjádření o míře aktivity svalu, kdy zůstává zachován charakter průběhu změny amplitudy v čase.“ (Krobot & Kolářová, 2011, 27). Stanovení referenční hodnoty je možné několika způsoby, např. pomocí maximální volní kontrakce, aktivační hodnoty (průměrná hodnota klidové svalové aktivity), procentuální porovnání aktivity svalů testovaných bilaterálně, průměrná nebo maximální hodnota amplitudy svalové aktivity pro každý testovaný pohyb zvlášť. Bližší popis jednotlivých možností uvádí Krobot a Kolářová (2011).



Obrázek 7. Přístroj NORAXON MyoSystem 1400A ([www.noraxon.com](http://www.noraxon.com)).

### 2.10.5 Studie využívající k hodnocení svalové aktivity poly-EMG

Bassa, Kotzamanidis, Siatras, Mameletzi, & Skoufas (2002) zkoumali aktivitu stehenních svalů během izokinetické kontrakce s rozdílnou úhlovou rychlostí. Pomocí povrchového EMG zjišťovali, zda jsou rozdíly v aktivitě antagonistických svalů během izokinetické koncentrické a excentrické flexe a extenze u prepubertálních gymnastů a nesportujících dětí. Měřenými svaly byly m. biceps femoris a m. vastus lateralis. Z naměřených dat vyplývalo, že aktivita antagonistů byla větší během koncentrické kontrakce ve srovnání s excentrickou. Současně se antagonistická aktivita obou svalů během koncentrické kontrakce zvětšovala se zvětšující se rychlostí. Na rozdíl od excentrického typu kontrakce, u kterého vliv rychlosti pohybu nebyl prokázán.

Bassa, Patikas, & Kotzamanidis (2005) ve své práci hodnotili stupeň aktivace antagonistických svalů KOK během izokinetické koncentrické a excentrické kontrakce u prepubertálních dětí a dospělých. Měřenými svaly byly m. biceps femoris a m. vastus lateralis. Bylo zjištěno, že během koncentrické kontrakce vykazovaly svaly vyšší hodnoty koaktivace u obou měřených skupin. Úroveň koaktivace se zvyšovala u obou skupin se zvýšením rychlosti pouze u koncentrické kontrakce. Ani u jedné skupiny nebyly zjištěny signifikantní rozdíly v antagonistické aktivaci m. biceps femoris a m. vastus lateralis. Zvýšení svalové koaktivace během stabilizace KOK bylo podobné jak u prepubertálních tak i dospělých mužů.

Aagard a kol. (2000) se ve své studii snažili vyčíslit míru koaktivace antagonistů a výsledný moment síly generovaný hamstringy během maximální kontrakce flexorů KOK v průběhu pomalého izokinetického pohybu. K měření bylo využito maximální koncentrické kontrakce quadricepsu a maximální excentrické kontrakce hamstringů. Hodnocení se

týkalo těchto svalů: m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. biceps femoris – caput longum, m. semitendinosus. Vyhodnocení ukázalo značnou koaktivaci antagonistů (hamstringů) během pomalé izokinetické extenze KOK provedené maximální volní kontrakcí QF.

Efekt svalové únavy na poměry svalové síly – konvenční poměr ( $H_{con}/Q_{con}$ ) a dynamický poměr ( $H_{ecc}/Q_{con}$ ) zkoumali ve své studii Wright, Ball, & Wood (2009). Současně byla posuzována koaktivace hamstringů a quadricepsu během izokinetické flexe a extenze KOK. Měření probíhalo v rychlosti  $120^\circ/s$  před a po absolvování zátěžového protokolu (50 maximálních koncentrických kontrakcí do flexe a extenze). Hodnocen byl m. vastus lateralis a m. biceps femoris. Z výsledků studie vyplynulo, že únava nezpůsobuje snížení poměrů H/Q. Svalová koaktivace hamstringů byla zvýšená během extenze KOK.

### **3 Cíle a hypotézy**

#### **3.1 Hlavní cíl**

Cílem této práce je hodnocení aktivity vybraných svalů dominantní dolní končetiny u fotbalistů v žákovských kategoriích před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání pomocí povrchové elektromyografie. K hodnocení je využito koncentrických kontrakcí v izokinetickém režimu při různých úhlových rychlostech.

#### **3.2 Dílčí cíle**

1. Popsat rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce ve všech úhlových rychlostech.
2. Popsat rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce ve všech úhlových rychlostech.

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

#### **3.3 Hypotézy**

H<sub>01</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s.

H<sub>02</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s.

H<sub>03</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s.

- H<sub>04</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence před absolvováním standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.
- H<sub>05</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.
- H<sub>06</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s.
- H<sub>07</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s.
- H<sub>08</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s.

## **4 Metodika**

### **4.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru**

Testovaný soubor tvořilo 26 fotbalistů SK Sigma Olomouc hrajících v žákovské kategorii. Probandi byly ve věku 13–15 let. Výzkum byl schválen etickou komisí FTK UP jako součást projektu výzkumné práce doc. PaedDr. Michala Lehnerta, Dr. s názvem Únava a riziko zranění kolena a hamstringů fotbalistů žákovských kategorií (příloha 1).

Před zahájením výzkumu byli všichni probandi seznámeni s průběhem a obsahem prováděné studie. Všichni zúčastnění probandi museli doložit informovaný souhlas podepsaný jejich zákonnými zástupci (příloha 2). Současně s informovaným souhlasem obdrželi probandi dotazník zjišťující preferenci DK a podstatné zdravotní komplikace a prodělané úrazy, které by mohly ovlivnit výsledek studie (příloha 3).

### **4.2 Vyšetření**

Vyšetření a měření probíhalo v květnu a červnu 2013. Všechna vyšetření a měřené testy probíhaly v laboratořích nebo přilehlých budovách na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

#### **4.2.1 Anamnéza**

U probandů byl zjišťován: věk, preferenční dolní končetina, dosavadní úrazy (zejména na DKK) a případné prodělané operační zákroky. Dotazník, který byl probandům předložen je v příloze 3.

Preferenční dolní končetina pro odraz má schopnost vynaložení maximální výbušné síly. Je popisována často jako nedominantní pro složitější činnost. Preference dolní končetiny je většinou určována podle obratnější (švihové) dolní končetiny. Otázky pro zjištění preferenční dolní končetiny byly použity z odborné literatury autorů Drnkové a Syllabové (1991) a Měkoty (1984).

#### **4.2.2 Další vyšetření**

Komplexní vyšetření v rámci celého projektu zahrnovalo také vyšetření zkrácených svalů podle Jandy (2004). Jednalo se o flexory kolenního kloubu (m. biceps femoris, m.

semitendinosus, m. semimembranosus), m. iliopsoas a paravertebrální zádové svaly. Probandi podstoupili také měření tělesného složení na diagnostickém přístroji InBody720. Získaná data budou využita v jiných odborných pracích.

## **4.3 Příprava před měřením**

### **4.3.1 Umístění elektrod**

Svalová aktivita byla během izokinetického pohybu snímána na preferenční dolní končetině u těchto svalů: m. vastus medialis (VM), m. vastus lateralis (VL), m. rectus femoris (RF), m. tibialis anterior (TA), m. biceps femoris (BF), m. semitendinosus (ST), m. gastrocnemius lateralis (GL) a medialis (GM). Elektrody byly umístěny kolmo na průběh svalových vláken do střední linie svalu v oblasti největšího břicha (De Luca, 1997; Krobot & Kolářová, 2011).

Povrchové elektrody byly nalepeny na kůži, kterou jsme předtím očistili vodou a dobře vysušili. Vzdálenost mezi elektrodami byla 1 cm. Elektrody jsme umístili v oblasti svalového břicha paralelně s průběhem svalových vláken. Současně byla uložena referenční elektroda na tuberositas tibiae. Pro opakované měření po zátěži byly použity nové elektrody, abychom zajistili co nejpřesnější záznam signálu a eliminovali rušivé vlivy.

### **4.3.2 Technické podklady měření**

Při měření byl použit přístroj IsoMed 2000 a elektromyografický přístroj NORAXON MyoSystem 1400A. Povrchový signál EMG byl následně zpracován pomocí programu MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Ke snímání signálu jsme použili povrchové elektrody firmy Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem, oválného tvaru, samolepící, jednorázové, o průměru 24 mm. Signál byl snímán osmi svody s 1000 Hz frekvencí. Odpor poly-EMG přístroje byl  $> 10 \text{ M}\Omega$ .

## **4.4 Průběh měření**

Samotné měření a snímání EMG signálu probíhalo v laboratoři FTK UP na přístroji IsoMed 2000. U každého probanda proběhly dvě série měření.

Před prvním měřením se proband po příchodu do laboratoří převlékl do sportovního oblečení a byly mu nalepeny elektrody pro snímání EMG signálu. Následně proběhlo rozcvičení sestávající z 6 minut šlapání na bicyklovém ergometru a následném protažení QF, hamstringů, m. triceps surae a paravertebrálních svalů. Po této přípravě byl měřený proband připojen k EMG a následně byly nastaveny a uloženy jeho parametry na přístroji IsoMed 2000, aby byly eliminovány nepřesnosti v nastavení pro opakované měření (jméno, věk, parametry pro nastavení sedačky, opěrky zad, fixačních prvků a pohyblivého ramene).

Před zaznamenávaným měřením EMG signálu proběhla familiarizace na přístroji IsoMed, při které si proband vyzkoušel koncentrický i excentrický typ kontrakce ve všech následně měřených rychlostech (60°/s, 120°/s a 180°/s). Současně s familiarizací byla zkontrolována funkčnost jednotlivých elektrod a charakter snímaného signálu. V případě abnormálního signálu byla provedena kontrola uchycení elektrod a kabelů. Elektrody, které nebyly v plném kontaktu s kůží nebo se zcela odlepily, byly buď vyměněny za nové nebo zajištěny pomocí pásky. Páskou byly připevněny také kabely spojující elektrody a přístroj (asi 5 cm pod elektrodami). Tím byly eliminovány rušivé signály způsobované pohybem kabelu během testování. Samotné měření probíhalo ve třech úhlových rychlostech, a to 60°/s, 120°/s a 180°/s. V každé z těchto rychlostí byla měřena koncentrická kontrakce a následně excentrická kontrakce sledovaných svalů, a to ve třech opakováních. Mezi každou sérií tří opakování byla pauza 30 sekund. Schéma testovacího protokolu je uvedeno v tabulce 1.

**Tabulka 1.** Testovací protokol.

	1. série		2. série		3. série	
UR	60°/s		120°/s		180°/s	
RSK	con/con	exc/exc	con/con	exc/exc	con/con	exc/exc
PO	3	3	3	3	3	3

*Vysvětlivky k tabulce 1:* RSK – režim svalové kontrakce, UR – úhlová rychlost, PO – počet opakování, con/con – režim kontrakce: koncentrická flexe následovaná koncentrickou extenzí, exc/exc – režim kontrakce: excentrická flexe následovaná excentrickou extenzí.



Po ukončení první série měření se probandi ihned odebrali k absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání. Tento zátěžový protokol probíhal na chodbách budovy A a C pod dohledem odpovědného dozoru. Probandi absolvovali zátěžový protokol SAFT90 s MP3 přehrávači, ve kterých byly nahrány přesné povely protokolu. Délka testu byla upravena podle věku a příslušné žákovské kategorie. Schéma a popis standardizovaného simulovaného fotbalového utkání je v příloze 6.

Bezprostředně po ukončení zátěžového protokolu se probandi vrátili zpět do laboratoře a byla provedena druhá série měření bez předchozího zahřátí, protažení a familiarizace. Oblast umístění elektrod byla opět očištěna vodou a vysušena. Postup nalepení elektrod a jejich připevnění spolu s kabely probíhal stejně jako u prvního měření. Schéma měření bylo shodné s prvním měřením. Uložení elektrod a testovací pozice jsou na obrázcích 9 a 10 v příloze 5.

## **4.5 Metodika vyhodnocování výsledků**

### **4.5.1 Analýza poly-EMG záznamu**

Pro analýzu elektromyografického záznamu byly naměřené hodnoty pro jednotlivé svaly a rychlosti pohybu rozděleny na klidovou fázi a následně fázi svalové aktivity. Každá tato fáze byla rozdělena na tři stejné časové úseky. Z každého úseku byla zjišťována hodnota mean frequency. Dále byla zjišťována hodnota mean pro klidovou fázi a během aktivity. Pro aktivní hodnoty byl použit záznam prvního pokusu. Pokud nebyl pokus vydařený, hodnotil se druhý pokus. Surový EMG signál byl upraven plnou rektifikací (full wave rectification) a vyhlazením signálu (smoothing).

### **4.5.2 Statistické zpracování dat**

Naměřená data byla zaznamenána do tabulek v programu Microsoft Excel a dále exportována do statistického programu STATISTICA verze 12. U všech sledovaných parametrů byly vypočteny základní statistické veličiny: aritmetický průměr, směrodatná odchylka (SD), medián (Me), minimum (min), maximum (max), variační koeficient. Pro zjištění statistické významnosti byly použity testy mnohonásobného porovnání – Scheffeho test, LSD test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na hodnotu  $p < 0,05$ .

Sheffeho metoda je v problematice mnohonásobného porovnání preferována pro svoji obecnost. Současně však vykazuje menší citlivost než některé jiné metody. Z tohoto důvodu byla data současně hodnocena citlivějším LSD testem, který jsme zvolili za rozhodující test pro potvrzení nebo zamítnutí nulové hypotézy.

## 5 Výsledky

### 5.1 Hypotéza H<sub>0</sub>1

H<sub>0</sub>1: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s.

**Tabulka 2.** Porovnání aktivity svalů (hodnota mean) mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s.

Číslo buňky	Pozice	Proměnná	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R1 (60°/s)	RF 1 & RF 2	0,968609	0,343300
2	R1 (60°/s)	VM 1 & VM 2	0,984826	0,420866
3	R1 (60°/s)	VL 1 & VL 2	0,767322	0,114252
4	R1 (60°/s)	GM 1 & GM 2	0,780692	0,120713
5	R1 (60°/s)	GL 1 & GL 2	0,941587	0,272950
6	R1 (60°/s)	SEMI 1 & SEMI 2	0,993652	0,505203
7	R1 (60°/s)	BF 1 & BF 2	0,919355	0,235506

Vysvětlivky k tabulce 2: R1 – úhlová rychlost 60°/s, Proměnná 1 – měření před zátěžovým protokolem, Proměnná 2 – měření po zátěžovém protokolu, p – hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu nebyla prokázána statistická významnost na hladině  $p < 0,05$  v žádném z použitých testů (tabulka 2).

**Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H<sub>0</sub>1 potvrzena.**

## 5.2 Hypotéza H<sub>02</sub>

H<sub>02</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s.

**Tabulka 3.** Porovnání aktivity svalů (hodnota mean) mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 120°/s.

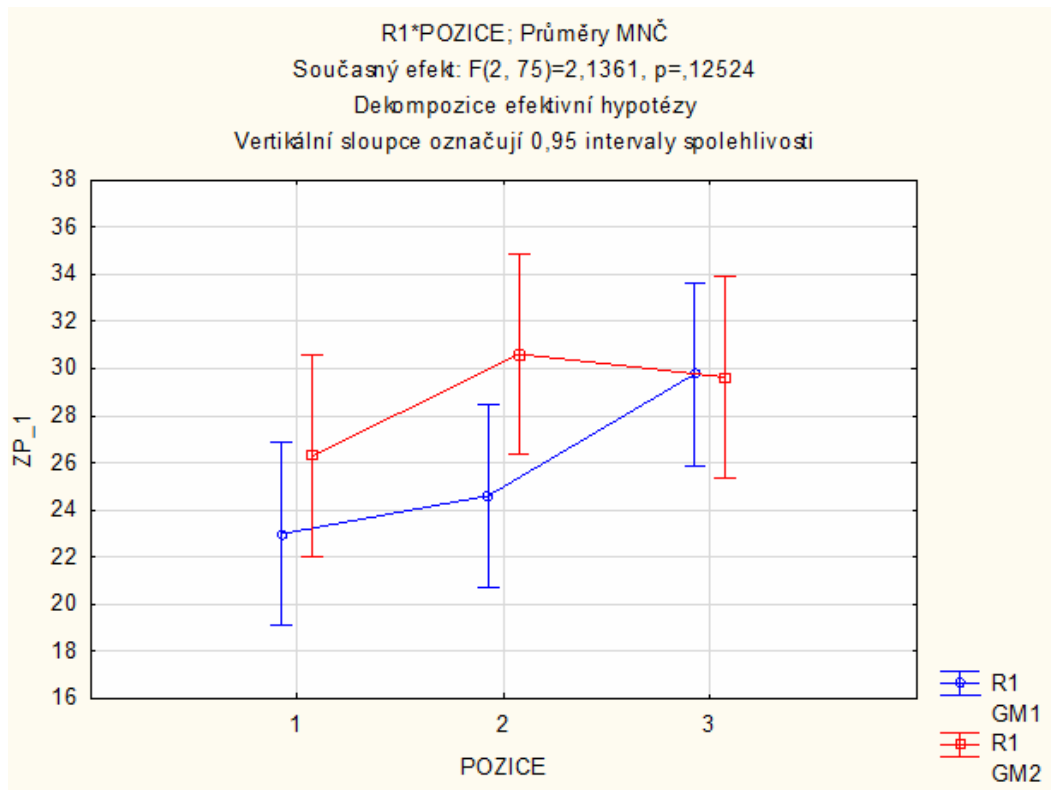
Číslo buňky	Pozice	Proměnná	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R2 (120°/s)	RF 1 & RF 2	0,956112	0,305706
2	R2 (120°/s)	VM 1 & VM 2	1,000000	0,958213
3	R2 (120°/s)	VL 1 & VL 2	0,988929	0,452530
4	R2 (120°/s)	GM 1 & GM 2	0,163388	<b>0,005616</b>
5	R2 (120°/s)	GL 1 & GL 2	0,873913	0,183460
6	R2 (120°/s)	SEMI 1 & SEMI 2	0,105190	<b>0,002907</b>
7	R2 (120°/s)	BF 1 & BF 2	0,912546	0,226055

Vysvětlivky k tabulce 3: R2 – úhlová rychlost 120°/s, Proměnná 1 – měření před zátěžovým protokolem, Proměnná 2 – měření po zátěžovém protokolu, p – hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 120°/s před a po absolvování zátěžového protokolu nebyla v Scheffeho testu prokázána statistická významnost na hladině  $p < 0,05$  (tabulka 3). LSD test prokázal na stejné hladině významnosti rozdíly u m. gastrocnemius medialis (graf 1, strana 45) a m. semitendinosus (graf 2, strana 46).

**Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H<sub>02</sub> zamítnuta.**

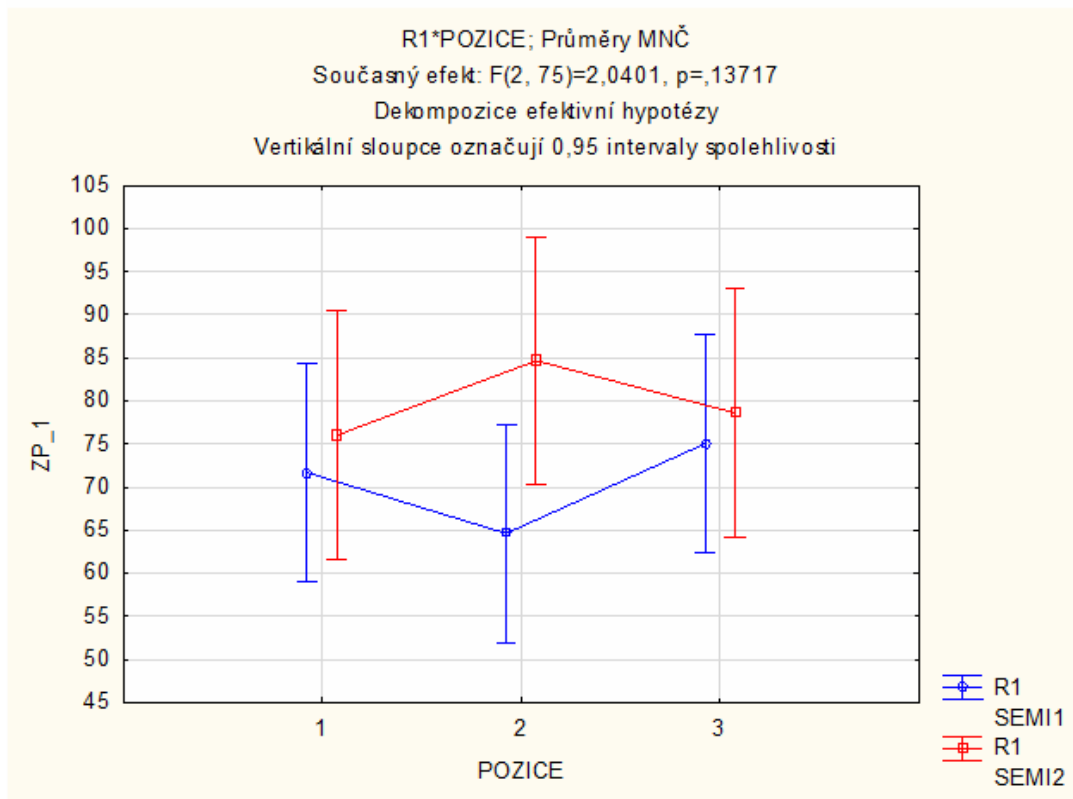
**Graf 1.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean) musculus gastrocnemius medialis mezi měřeními před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu 1: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření, červená – druhé měření.

Při srovnání jednotlivých rychlostí (pozice 1–3) na grafu 1 byla zjištěna statistická významnost naměřených dat pouze v úhlové rychlosti 120°/s. Aktivita m. gastrocnemius medialis měla stoupající tendenci v celém průběhu prvního měření (modrá část grafu). Při opakovaném testování byly hodnoty svalové aktivity vyšší než v prvním měření u první i druhé pozice. V úhlové rychlosti 180°/s jsme naopak zaznamenali snížení hodnot oproti předchozí pozici (120°/s). Současně byla průměrná hodnota opakovaného měření ve třetí pozici téměř totožná s hodnotou zjištěnou v prvním měření.

**Graf 2.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean) musculus semitendinosus mezi měřeními před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu 2: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření, červená – druhé měření.

Aktivita m. semitendinosus v porovnání s ostatními svaly vykazovala na grafu 2 zcela odlišný charakter. V průběhu prvního měření došlo k poklesu průměrných hodnot ve druhé pozici. Při opakovaném testování byly hodnoty svalové aktivity vyšší než v prvním měření u všech tří úhlových rychlostí. Nejvyšší hodnoty v opakovaném měření byly zaznamenány ve druhé pozici. Rozdíl mezi zvýšenou hodnotou v opakovaném měření a sníženou hodnotou z prvního měření v úhlové rychlosti 120°/s vykazoval statistickou významnost na hladině  $p < 0,05$ . V úhlové rychlosti 180°/s u druhého měření jsme naopak zaznamenali snížení hodnot oproti předchozí pozici (120°/s). Současně byla tato průměrná hodnota opakovaného měření ve třetí pozici téměř totožná s hodnotou zjištěnou v prvním měření.

### 5.3 Hypotéza H<sub>03</sub>

H<sub>03</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s.

**Tabulka 4.** Porovnání aktivity svalů (hodnota mean) mezi měřeními před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s.

Číslo buňky	Pozice	Proměnná	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R3 (180°/s)	RF 1 & RF 2	0,976617	0,375442
2	R3 (180°/s)	VM 1 & VM 2	0,997987	0,600921
3	R3 (180°/s)	VL 1 & VL 2	0,906062	0,217711
4	R3 (180°/s)	GM 1 & GM 2	1,000000	0,948889
5	R3 (180°/s)	GL 1 & GL 2	0,919289	0,235411
6	R3 (180°/s)	SEMI 1 & SEMI 2	0,995237	0,588071
7	R3 (180°/s)	BF 1 & BF 2	0,999999	0,904238

Vysvětlivky k tabulce 4: R2 – úhlová rychlost 180°/s, Proměnná 1 – měření před zátěžovým protokolem, Proměnná 2 – měření po zátěžovém protokolu, p – hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu nebyla prokázána statistická významnost na hladině  $p < 0,05$  v žádném z použitých testů (tabulka 4).

**Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H<sub>03</sub> potvrzena.**

### 5.4 Hypotéza H<sub>04</sub>

H<sub>04</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence před absolvováním standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.

**Tabulka 5.** Porovnání svalové aktivity před zátěžovým protokolem v jednotlivých úhlových rychlostech (hodnota mean frekvence) – **Scheffeho test.**

		TA	RF	VM	VL	GM	GL	SEMI	BF
p	<b>R1 &amp; R2</b>	0,972961	0,990282	0,172241	0,314811	0,999618	0,640890	0,999994	0,927235
	<b>R1 &amp; R3</b>	0,855678	0,993285	0,063519	0,081322	0,555907	0,111775	0,798450	0,192723
	<b>R2 &amp; R3</b>	0,998845	1,000000	0,998442	0,991115	0,352347	0,924324	<b>0,046634</b>	0,780451

**Tabulka 6.** Porovnání svalové aktivity před zátěžovým protokolem v jednotlivých úhlových rychlostech (hodnota mean frekvence) – **LSD test.**

		TA	RF	VM	VL	GM	GL	SEMI	BF
p	<b>R1 &amp; R2</b>	0,356617	0,463382	<b>0,005783</b>	<b>0,015739</b>	0,708591	0,067774	0,870327	0,244438
	<b>R1 &amp; R3</b>	0,165150	0,498279	<b>0,001327</b>	<b>0,001884</b>	<b>0,048245</b>	<b>0,003002</b>	0,127549	<b>0,006898</b>
	<b>R2 &amp; R3</b>	0,368946	0,955119	0,617748	0,471088	<b>0,019277</b>	0,240096	0,091989	0,118215

Vysvětlivky k tabulce 5, 6: R1 & R2 – srovnání úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s, R1 & R2 – srovnání úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s, R1 & R2 – srovnání úhlové rychlosti 120°/s a 180°/s, p – hodnota statistické významnosti.

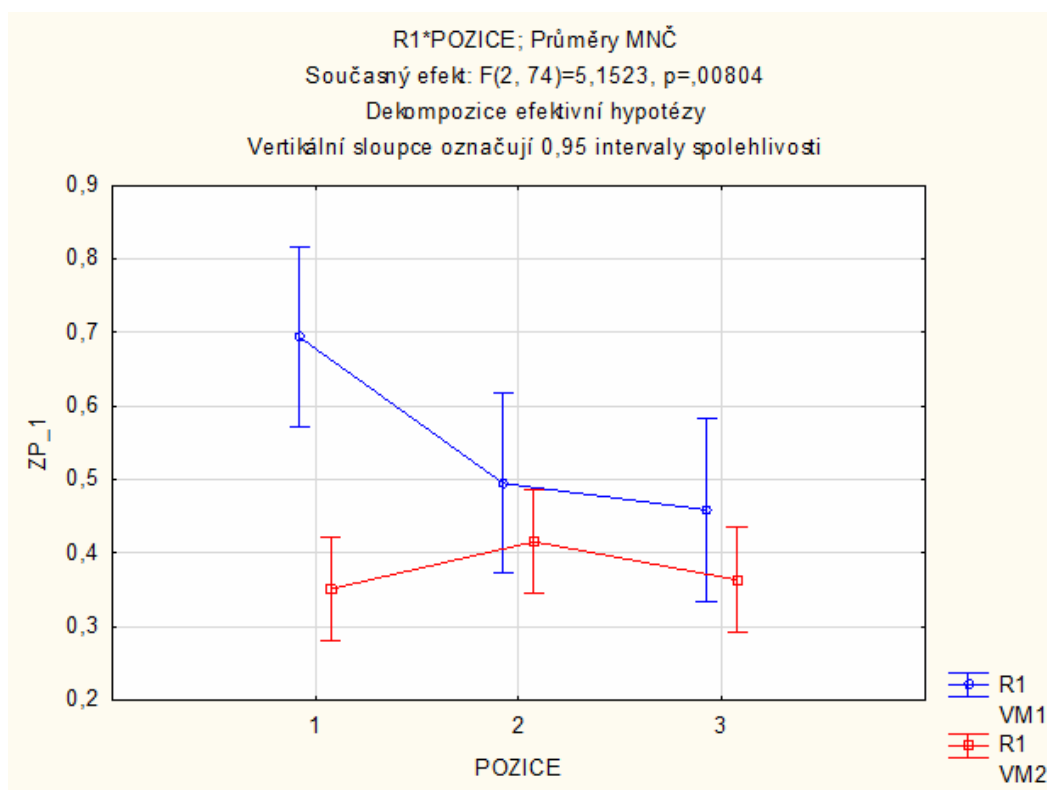
Při vzájemném porovnání aktivity (hodnota mean frekvence) jednotlivých svalů v úhlových rychlostech 60°/s, 120°/s a 180°/s po absolvování zátěžového protokolu byla na základě statistických výsledů Scheffeho a LSD testu prokázána statistická významnost na hladině  $p < 0,05$  (Tabulka 5, 6).

**Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H<sub>04</sub> zamítnuta.**

Grafické vyjádření průměrných hodnot v jednotlivých rychlostech a statisticky významných rozdílů u konkrétních svalů je znázorněno na příslušných grafech (m. VM – graf 3, strana 49, m. VL – graf 4, strana 50, m. GM – graf 5, strana 51, m. GL – graf 6, strana 52, m. BF – graf 7, strana 53). Pro hypotézu H<sub>04</sub> je hodnocena modrá část grafu srovnávající hodnoty mean frekvence prvního měření ve všech úhlových rychlostech.



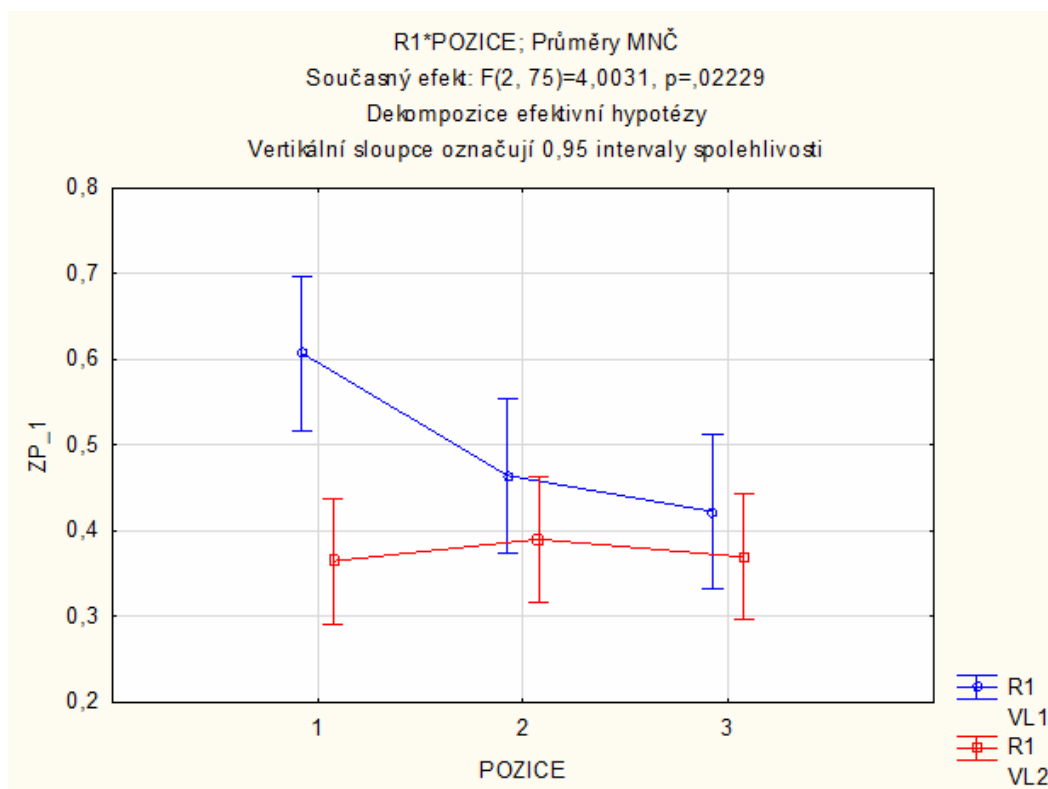
**Graf 3.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) musculus vastus medialis mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu 3: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

Z grafu 3 je patrné, že hodnota mean frekvence u m. vastus medialis měla v prvním měření klesající tendenci, největší pokles je mezi první a druhou pozicí. Rozdíly mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 120°/s, stejně jako 60°/s a 180°/s byly vyhodnoceny jako statisticky významné. Při opakovaném testování byly hodnoty mean frekvence ve srovnání s prvním měření nižší u všech testovaných pozic. Rozdíly v hodnotách opakovaného měření nebyly v takovém rozsahu jako u prvního měření. Pouze v druhé pozici došlo k mírnému zvýšení oproti zbylým hodnotám, ale mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi opakovaného měření nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Při srovnání jednotlivých rychlostí (pozice 1–3) v prvním a druhém měření byla zjištěna statistická významnost naměřených dat pouze v úhlové rychlosti 60°/s.

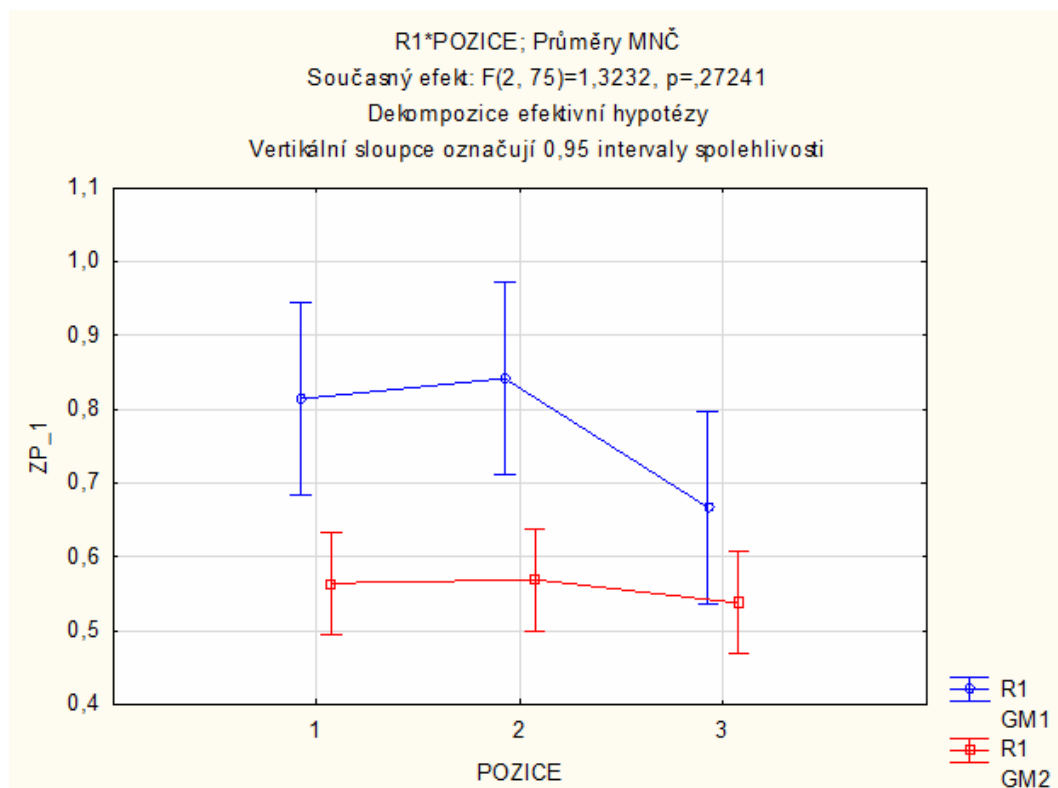
**Graf 4.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) musculus vastus lateralis mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu 4: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

Z grafu 4 je patrné, že hodnota mean frekvence u m. vastus lateralis měla v prvním měření před absolvováním zátěžového protokolu klesající tendenci. Největší pokles je mezi první a druhou pozicí. Rozdíly mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 120°/s, stejně jako 60°/s a 180°/s byly vyhodnoceny jako statisticky významné. Při opakovaném testování byly hodnoty mean frekvence ve srovnání s prvním měřením nižší u všech testovaných pozic. Rozdíly v hodnotách opakovaného měření nebyly v takovém rozsahu jako u prvního měření. Mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi opakovaného měření nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Pouze v druhé pozici došlo k mírnému zvýšení oproti zbylým hodnotám. Při srovnání jednotlivých rychlostí (pozice 1–3) v prvním a druhém měření byla zjištěna statistická významnost naměřených dat pouze v úhlové rychlosti 60°/s.

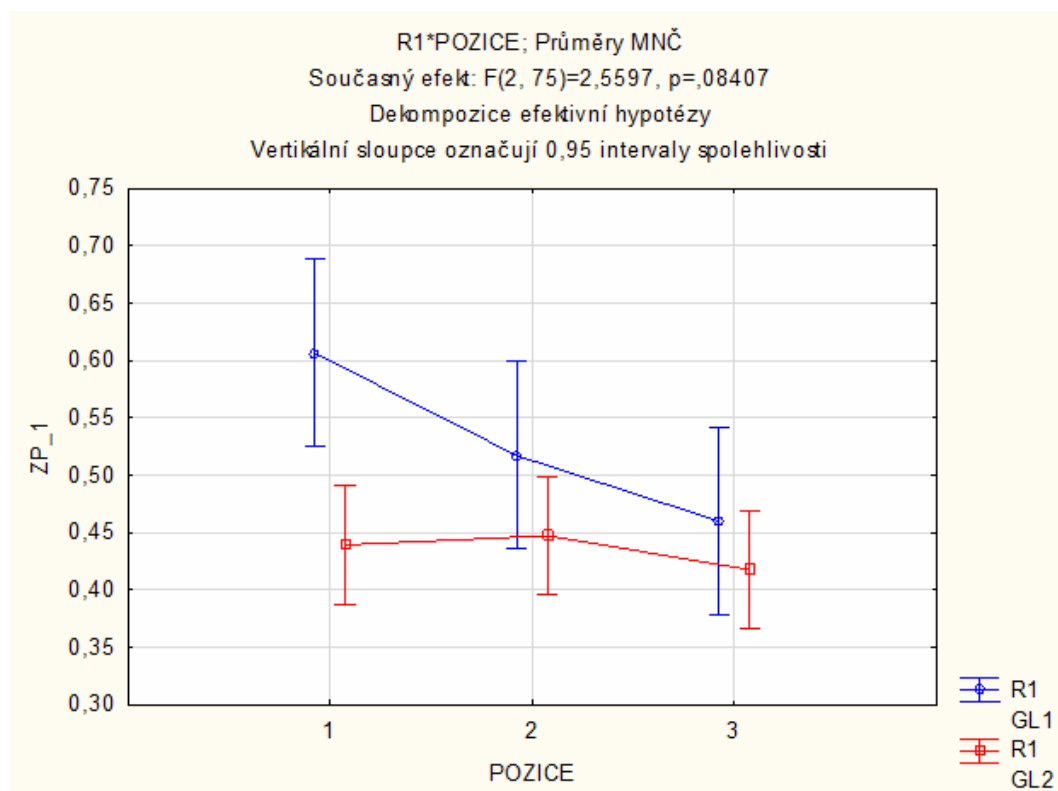
**Graf 5.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) musculus gastrocnemius medialis mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu 5: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

Z grafu pro m. gastrocnemius medialis můžeme vyčíst poněkud odlišný vývoj hodnot než u předešlých svalů. Průměrné hodnoty mean frekvence v prvním měření nejprve mírně vzrostly (mezi pozicí 1 a 2) a poté následoval významný pokles v pozici 3. Jako statisticky významný byl označen rozdíl mezi první a třetí pozicí, tedy mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 180°/s, a také mezi druhou a třetí pozicí, tedy mezi úhlovou rychlostí 120°/s a 180°/s. Při druhém testování byly hodnoty mean frekvence ve srovnání s prvním měřením nižší u všech testovaných pozic. Rozdíly v hodnotách opakovaného měření nebyly v takovém rozsahu jako u prvního měření. Mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi opakovaného měření nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Hodnoty v první a druhé pozici byly téměř stejné, ve třetí pozici byl zaznamenán menší pokles. Při srovnání jednotlivých rychlostí (pozice 1–3) v prvním a druhém měření byla zjištěna statistická významnost naměřených dat v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s.

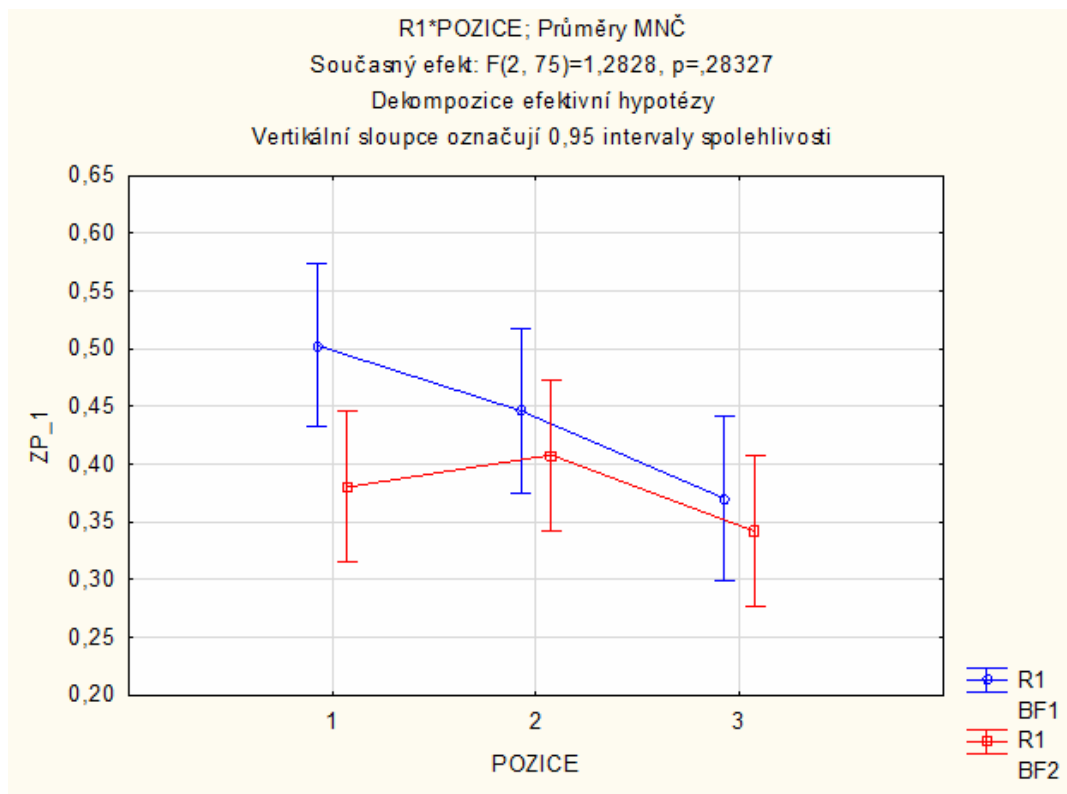
**Graf 6.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) musculus gastrocnemius lateralis mezi měření před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu 6: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

Grafické vyjádření ukazuje, že hodnota mean frekvence u m. gastrocnemius lateralis měla v prvním měření před absolvováním zátěžového protokolu klesající tendenci. Pokles mezi jednotlivými pozicemi je přibližně stejně velký. Jako statisticky významný byl označen rozdíl mezi první a třetí pozicí, tedy mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 180°/s. Při opakovaném testování byly hodnoty mean frekvence ve srovnání s prvním měřením nižší u všech testovaných pozic. Rozdíly v hodnotách opakovaného měření nebyly v takovém rozsahu jako u prvního měření. Mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi opakovaného měření nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Pouze v druhé pozici došlo k mírnému zvýšení oproti první pozici. Toto zvýšení bylo následováno poklesem hodnot. Ve třetí pozici druhého měření tak byly naměřeny nejnižší hodnoty ze všech provedených měření. Při srovnání jednotlivých rychlostí (pozice 1–3) v prvním a druhém měření byla zjištěna statistická významnost naměřených dat pouze v úhlové rychlosti 60°/s.

**Graf 7.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) musculus biceps femoris mezi měřeními před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu 7: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

Z grafu 7 je patrné, že hodnota mean frekvence u m. biceps femoris měla v prvním měření před absolvováním zátěžového protokolu klesající tendenci. Pokles mezi jednotlivými pozicemi má přibližně stejné hodnoty. Jako statisticky významný byl označen rozdíl mezi první a třetí pozicí, tedy mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 180°/s. Při opakovaném testování byly hodnoty mean frekvence ve srovnání s prvním měřením nižší u všech testovaných pozic. Rozdíly v hodnotách opakovaného měření nebyly v takovém rozsahu jako u prvního měření. Mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi opakovaného měření nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Pouze v druhé pozici došlo ke zvýšení oproti první pozici. Toto zvýšení bylo následováno poklesem hodnot. Ve třetí pozici druhého měření tak byly naměřeny nejnižší hodnoty ze všech provedených měření. Při srovnání jednotlivých rychlostí (pozice 1–3) v prvním a druhém měření byla zjištěna statistická významnost naměřených dat pouze v úhlové rychlosti 60°/s.

## 5.5 Hypotéza H<sub>05</sub>

H<sub>05</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.

**Tabulka 7.** Porovnání svalové aktivity po zátěžovém protokolu v jednotlivých úhlových rychlostech (hodnota mean frekvence) – **Scheffeho test.**

		TA	RF	VM	VL	GM	GL	SEMI	BF
p	<b>R1 &amp; R2</b>	0,999949	0,801528	0,974925	0,999192	1,000000	0,999993	0,999661	0,996943
	<b>R1 &amp; R3</b>	1,000000	0,919041	0,999992	1,000000	0,999666	0,999112	1,000000	0,986206
	<b>R2 &amp; R3</b>	0,999968	0,999806	0,990872	0,999702	0,999264	0,995903	0,999671	0,864482

**Tabulka 8.** Porovnání svalové aktivity po zátěžovém protokolu v jednotlivých úhlových rychlostech (hodnota mean frekvence) – **LSD test.**

		TA	RF	VM	VL	GM	GL	SEMI	BF
p	<b>R1 &amp; R2</b>	0,803418	0,130149	0,364903	0,663002	0,949114	0,867517	0,715187	0,565608
	<b>R1 &amp; R3</b>	0,981745	0,233107	0,862801	0,935907	0,716062	0,656894	0,998275	0,427596
	<b>R2 &amp; R3</b>	0,821161	0,745108	0,468492	0,722273	0,669019	0,541349	0,716800	0,172347

Vysvětlivky k tabulce 7, 8: R1 & R2 – srovnání úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s, R1 & R2 – srovnání úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s, R1 & R2 – srovnání úhlové rychlosti 120°/s a 180°/s, p – hodnota statistické významnosti.

Při vzájemném porovnání aktivity (hodnota mean frekvence) jednotlivých svalů v úhlových rychlostech 60°/s, 120°/s a 180°/s po absolvování zátěžového protokolu nebyla na základě statistických výsledů Scheffeho a LSD testu prokázána statistická významnost na hladině  $p < 0,05$  (tabulka 7, 8).

**Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H<sub>05</sub> potvrzena.**

## 5.6 Hypotéza H<sub>06</sub>

H<sub>06</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s.

**Tabulka 9.** Porovnání aktivity svalů (hodnota mean frekvence) mezi měření před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s.

Číslo buňky	Pozice	Proměnná MF	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R1 (60°/s)	TA 1 & TA 2	<b>0,001416</b>	<b>0,000012</b>
2	R1 (60°/s)	RF 1 & RF 2	<b>0,000003</b>	<b>0,000000</b>
3	R1 (60°/s)	VM 1 & VM 2	<b>0,000205</b>	<b>0,000001</b>
4	R1 (60°/s)	VL 1 & VL 2	<b>0,001528</b>	<b>0,000013</b>
5	R1 (60°/s)	GM 1 & GM 2	<b>0,023339</b>	<b>0,000371</b>
6	R1 (60°/s)	GL 1 & GL 2	<b>0,009224</b>	<b>0,000114</b>
7	R1 (60°/s)	SEMI 1 & SEMI 2	0,143442	<b>0,004604</b>
8	R1 (60°/s)	BF 1 & BF 2	0,219559	<b>0,008945</b>

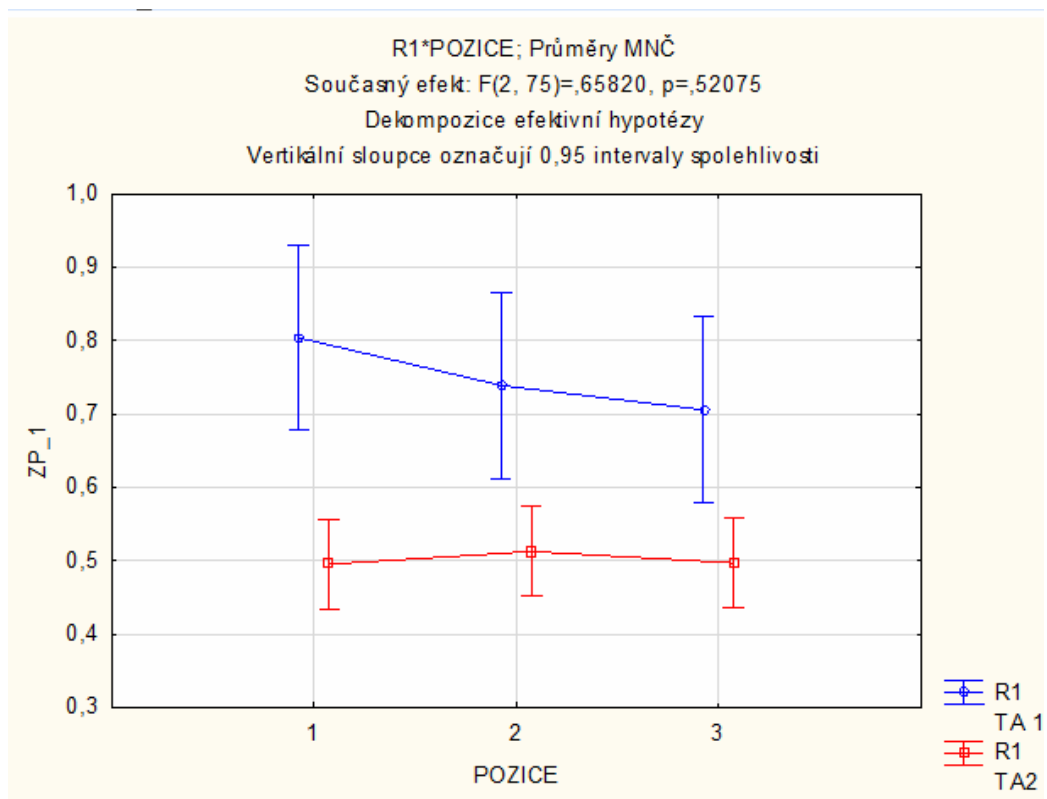
Vysvětlivky k tabulce 9: R1 – úhlová rychlost 60°/s, Proměnná 1 – měření před zátěžovým protokolem, Proměnná 2 – měření po zátěžovém protokolu, p – hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean frekvence) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byla prokázána statistická významnost na hladině  $p < 0,05$  u Sheffeho i LSD testu (tabulka 9).

**Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H<sub>06</sub> zamítnuta.**

Grafické vyjádření statisticky významných rozdílů v rychlosti 60°/s u konkrétních svalů je znázorněno na příslušných grafech (m. TA – graf 8, strana 56, m. RF – graf 9, strana 57, m. VM – graf 3, strana 49, m. VL – graf 4, strana 50, m. GM – graf 5, strana 51, m. GL – graf 6, strana 52, m. SEMI – graf 10, strana 58, m. BF – graf 7, strana 53). Pro hypotézu H<sub>06</sub> hodnotíme body v levé části grafu (pozice 1), které charakterizují změny v hodnotách mean frekvence před a po absolvování zátěžového protokolu.

**Graf 8.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) musculus tibialis anterior mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.

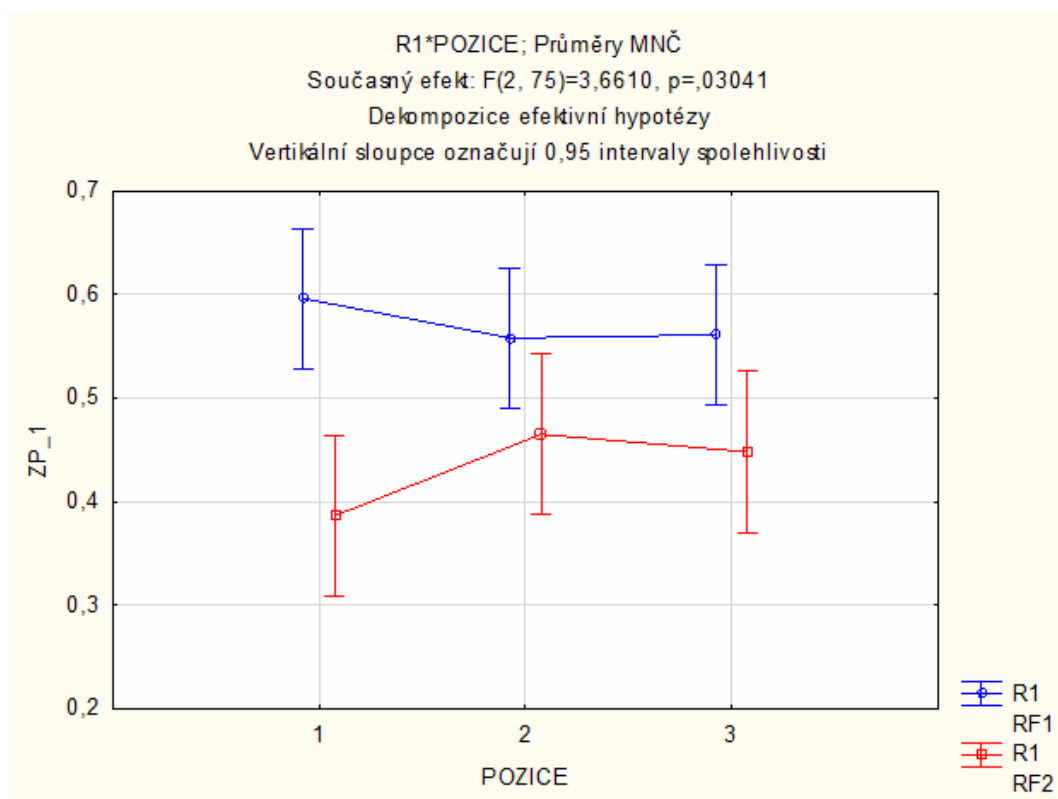


Vysvětlivky ke grafu 8: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

Z grafu pro m. tibialis anterior je patrné, že hodnota mean frekvence měla v prvním měření s rostoucí úhlovou rychlostí klesající tendenci. Tento pokles mezi jednotlivými pozicemi však nebyl statisticky významný. Při opakovaném testování byly hodnoty mean frekvence ve srovnání s prvním měření nižší u všech testovaných pozic. Rozdíly v hodnotách opakovaného měření nebyly v takovém rozsahu jako u prvního měření. Pouze v druhé pozici došlo k nepatrnému zvýšení oproti zbylým hodnotám, ale mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Při srovnání jednotlivých rychlostí (pozice 1–3) v prvním a druhém měření byla zjištěna statistická významnost naměřených dat u všech úhlových rychlostí. Největší rozdíl byl zaznamenán v první pozici, tedy 60°/s.



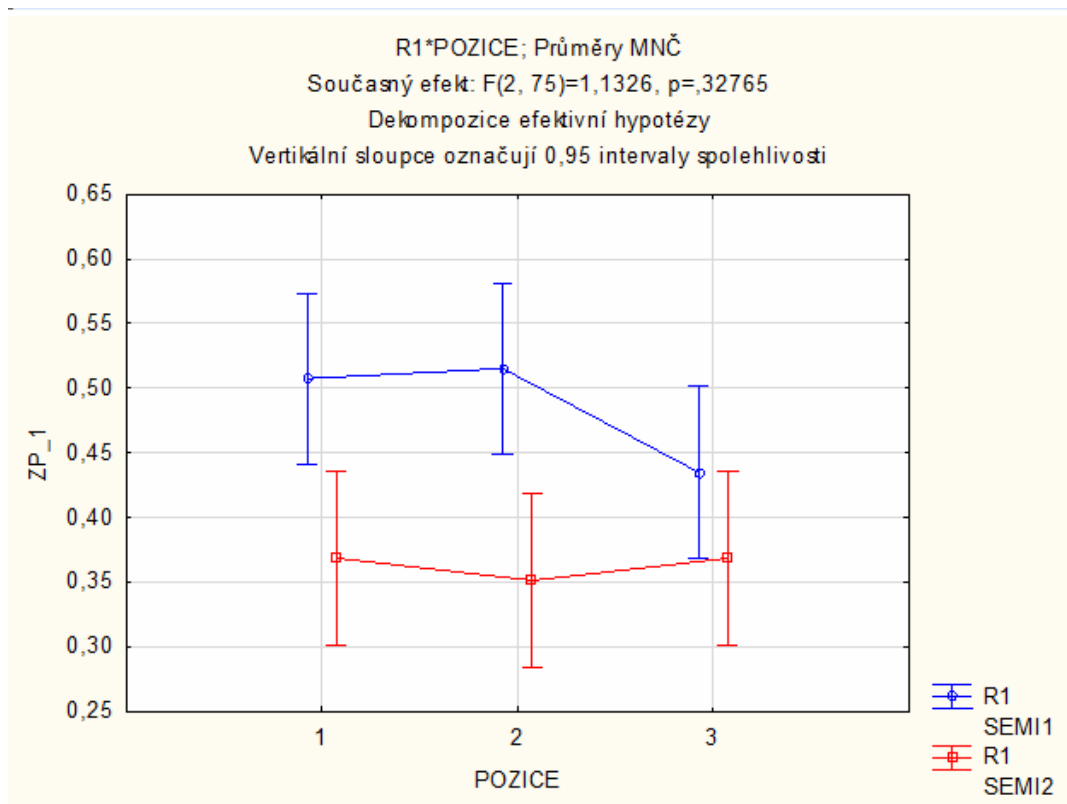
**Graf 9.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) musculus rectus femoris mezi měřeními před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu 9: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

Z grafu 9 je patrné, že hodnota mean frekvence u m. rectus femoris měla v prvním měření klesající tendenci pouze v první a druhé pozici. Mezi druhou a třetí pozicí došlo k minimálnímu nárůstu. Změny hodnot mezi jednotlivými pozicemi však nebyly statisticky významné. Při opakovaném testování byly hodnoty mean frekvence ve srovnání s prvním měřením nižší u všech testovaných pozic. Nejnižší hodnota byla naměřena v úhlové rychlosti 60°/s. Následoval vzestup u druhé pozice a z této pak minimální snížení v pozici tři. Mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi v druhém měření nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Při srovnání jednotlivých rychlostí (pozice 1–3) v prvním a druhém měření byla zjištěna statistická významnost naměřených dat u všech úhlových rychlostí. Největší rozdíl byl zaznamenán v první pozici, tedy 60°/s.

**Graf 10.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) musculus semitendinosus mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu 10: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

Z grafu pro m. semitendinosus můžeme vyčíst poněkud odlišný vývoj hodnot. Průměrné hodnoty mean frekvence v prvním měření nejprve mírně vzrostly (mezi pozicí 1 a 2) a poté následoval významný pokles v pozici 3. Jako statisticky významný byl označen rozdíl právě mezi druhou a třetí pozicí, tedy mezi úhlovou rychlostí 120°/s a 180°/s. Při druhém testování byly hodnoty mean frekvence ve srovnání s prvním měřením nižší u všech testovaných pozic. Rozdíly v hodnotách opakovaného měření nebyly v takovém rozsahu jako u prvního měření. Mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi opakovaného měření nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Hodnoty v první a třetí pozici byly téměř stejné, ve druhé pozici byl zaznamenán menší pokles. Při srovnání jednotlivých rychlostí (pozice 1–3) v prvním a druhém měření byla zjištěna statistická významnost naměřených dat u všech úhlových rychlostí. Největší rozdíl byl zaznamenán ve druhé pozici, tedy 120°/s.

## 5.7 Hypotéza H<sub>07</sub>

H<sub>07</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s.

**Tabulka 10.** Porovnání aktivity svalů (hodnota mean frekvence) mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 120°/s.

Číslo buňky	Pozice	Proměnná MF	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R2 (120°/s)	TA 1 & TA 2	<b>0,047509</b>	<b>0,000954</b>
2	R2 (120°/s)	RF 1 & RF 2	0,163112	<b>0,005600</b>
3	R2 (120°/s)	VM 1 & VM 2	0,912653	0,226279
4	R2 (120°/s)	VL 1 & VL 2	0,840496	0,156410
5	R2 (120°/s)	GM 1 & GM 2	<b>0,009261</b>	<b>0,000114</b>
6	R2 (120°/s)	GL 1 & GL 2	0,717043	0,093416
7	R2 (120°/s)	SEMI 1 & SEMI 2	<b>0,046634</b>	<b>0,000930</b>
8	R2 (120°/s)	BF 1 & BF 2	0,982360	0,405302

Vysvětlivky k tabulce 10: R1 – úhlová rychlost 120°/s, Proměnná 1 – měření před zátěžovým protokolem, Proměnná 2 – měření po zátěžovém protokolu, p – hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean frekvence) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byla na základě statistických výsledků Scheffeho a LSD testu prokázána statistická významnost na hladině  $p < 0,05$  (tabulka 10).

**Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H<sub>07</sub> zamítnuta.**

Grafické vyjádření statisticky významných rozdílů v rychlosti 120°/s u konkrétních svalů je znázorněno na příslušných grafech. Pro hypotézu H<sub>07</sub> hodnotíme body ve střední části grafu (pozice 2), které charakterizují změny v hodnotách mean frekvence před a po absolvování zátěžového protokolu. Jedná se o grafy: Pro m. TA – graf 8, strana 56, pro m. RF – graf 9, strana 57, pro m. GM – graf 5, strana 51 a pro m. SEMI – graf 10, strana 58.

## 5.8 Hypotéza H<sub>08</sub>

H<sub>08</sub>: Není rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s.

**Tabulka 11.** Porovnání aktivity svalů (hodnota mean frekvence) mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s.

Číslo buňky	Pozice	Proměnná MF	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R3 (180°/s)	TA 1 & TA 2	0,085229	<b>0,002148</b>
2	R3 (180°/s)	RF 1 & RF 2	<b>0,045613</b>	<b>0,000903</b>
3	R3 (180°/s)	VM 1 & VM 2	0,836206	0,153458
4	R3 (180°/s)	VL 1 & VL 2	0,958242	0,311342
5	R3 (180°/s)	GM 1 & GM 2	0,592183	0,057364
6	R3 (180°/s)	GL 1 & GL 2	0,956645	0,307094
7	R3 (180°/s)	SEMI 1 & SEMI 2	0,853422	0,166085
8	R3 (180°/s)	BF 1 & BF 2	0,995402	0,533860

Vysvětlivky k tabulce 11: R3 – úhlová rychlost 180°/s, Proměnná 1 – měření před zátěžovým protokolem, Proměnná 2 – měření po zátěžovém protokolu, p – hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean frekvence) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byla na základě statistických výsledků Scheffeho a LSD testu prokázána statistická významnost na hladině  $p < 0,05$  (tabulka 11).

**Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H<sub>08</sub> zamítnuta.**

Grafické vyjádření statisticky významných rozdílů v rychlosti 180°/s u konkrétních svalů je znázorněno na příslušných grafech. Pro hypotézu H<sub>08</sub> hodnotíme body v pravé části grafu (pozice 3), které charakterizují změny v hodnotách mean frekvence před a po absolvování zátěžového protokolu. Statisticky významné změny byly zaznamenány u m. tibialis anterior (graf 8, strana 56) a m. rectus femoris (graf 9, strana 57).

## 5.9 Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean

**Tabulka 12.** Průměrné hodnoty parametru mean pro opakovaná měření v úhlových rychlostech.

Proměnná	N platných	Průměr v R1	Průměr v R2	Průměr v R3
<b>RF 1</b>	26	49,89640	54,80647	60,20136
<b>RF 2</b>	26	55,12674	60,46250	65,09131
<b>VM 1</b>	26	45,62205	52,58986	63,69845
<b>VM 2</b>	26	50,19663	52,29272	66,66751
<b>VL 1</b>	26	31,13518	40,41281	47,41433
<b>VL 2</b>	26	39,26292	44,25365	53,73695
<b>GM 1</b>	26	22,98651	24,60097	29,77160
<b>GM 2</b>	26	26,29381	30,60973	29,63608
<b>GL 1</b>	26	22,81790	24,16543	35,62794
<b>GL 2</b>	26	27,58875	29,96515	30,46081
<b>SEMI 1</b>	26	71,68502	64,63126	75,06309
<b>SEMI 2</b>	26	76,04626	84,68245	78,60640
<b>BF 1</b>	26	50,84653	52,58171	63,60313
<b>BF 2</b>	26	58,30753	60,19697	64,35627

Vysvětlivky k tabulce 12: R1 – úhlová rychlost 60°/s, R2 – úhlová rychlost 120°/s, R3 – úhlová rychlost 180°/s, Proměnná 1 – měření před zátěžovým protokolem, Proměnná 2 – měření po zátěžovém testu.

Ze statistického zpracování naměřených dat je patrná zvýšená hodnota průměrů parametru mean ve všech úhlových rychlostech u většiny sledovaných svalů. Výjimku tvoří pouze m. vastus medialis v úhlové rychlosti 120°/s a m. gastrocnemius medialis a lateralis v úhlové rychlosti 180°/s (tabulka 12).

Dále z tabulky vyplývá, že se zvyšující se úhlovou rychlostí dochází ke zvýšení průměrné hodnoty parametru mean pro jednotlivé svaly před provedením zátěžového protokolu. Výjimku tvoří pouze m. semitendinosus (SEMI 1) v úhlové rychlosti 120°/s. Průměrné hodnoty parametru mean se zvyšovaly i při opakovaném měření po zátěži. Nižší průměrná hodnota než u předchozí úhlové rychlosti byla naměřena pouze u m. semitendinosus (SEMI 2) v úhlové rychlosti 120°/s a m. gastrocnemius medialis (GM 2) v úhlové rychlosti 180°/s (tabulka 12).

## 5.10 Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence

**Tabulka 13.** Průměrné hodnoty parametru mean frekvence pro opakovaná měření ve třech úhlových rychlostech.

Proměnná	N platných	Průměr R1	Průměr R2	Průměr R3
<b>TA 1</b>	26	0,804044	0,738964	0,705877
<b>TA 2</b>	26	0,495208	0,512758	0,496821
<b>RF 1</b>	26	0,596064	0,558078	0,560990
<b>RF 2</b>	26	0,386230	0,464948	0,448123
<b>VM 1</b>	26	0,693303	0,494431	0,458577
<b>VM 2</b>	26	0,350779	0,415298	0,359722
<b>VL 1</b>	26	0,607145	0,464474	0,422289
<b>VL 2</b>	26	0,364696	0,390189	0,369399
<b>GM 1</b>	26	0,814201	0,841928	0,666711
<b>GM 2</b>	26	0,564367	0,569101	0,537384
<b>GL 1</b>	26	0,606603	0,517297	0,460068
<b>GL 2</b>	26	0,439467	0,447574	0,417873
<b>SEMI 1</b>	26	0,507558	0,515291	0,435090
<b>SEMI 2</b>	26	0,368732	0,351443	0,368630
<b>BF 1</b>	26	0,502995	0,446444	0,370399
<b>BF 2</b>	26	0,380332	0,408197	0,341836

Vysvětlivky k tabulce 13: R1 – úhlová rychlost 60°/s, R2 – úhlová rychlost 120°/s, R3 – úhlová rychlost 180°/s, Proměnná 1 – měření před zátěžovým protokolem, Proměnná 2 – měření po zátěžovém testu.

Ze statistického zpracování naměřených dat je patrná snížená hodnota průměrů parametru mean frekvence po absolvování zátěžového protokolu. Tyto změny byly přítomny u všech sledovaných svalů při všech měřených úhlových rychlostech (tabulka 13).

## 6 Diskuze

V současné době převažují studie hodnotící stav svalstva souvisejícího s kolenním kloubem pomocí izokinetické dynamometrie. Stanovení poměrů momentů maximálních sil mezi flexorovou a extenzorovou skupinou (poměr H/Q) je stále preferovaným způsobem hodnocení svalové aktivity, zvláště pak ve výzkumném a sportovním prostředí. Izokinetická dynamometrie je považována za dostatečně validní nástroj pro hodnocení a posouzení např. připravenosti k soutěžnímu výkonu, prevenci zranění nebo rehabilitaci po zranění křížových vazů (Dvir, 2004; Golik-Peric, Drapsin, Obradovic & Drid, 2011). Výzkumů kombinujících povrchovou elektromyografii a izokinetickou dynamometrii sice v poslední době přibývá, stále jich však není takové množství jako u samotné izokinetické dynamometrie nebo povrchové elektromyografie. Pokud jsou k dispozici studie s podobnou tematikou, které kombinují obě metody, nacházíme v nich nejčastěji odlišnosti v počtu hodnocených svalů, testovaných úhlových rychlostech, zátěžovém protokolu a některých hodnocených parametrech EMG (Bassa, Kotzamanidis, Siatras, Mameletzi, & Skoufas, 2002; Bassa, Patikas, & Kotzamanidis, 2005; Oliveira, Corvino, Goncalvez, Caputo, & Denadai, 2012, Rebai et al., 2012). Studií zabývajících se výskytem svalové únavy při dynamickém izokinetickém pohybu a vlivu rychlosti pohybu na tuto únavu je poměrně málo, proto jsme se na tento problém v naší práci zaměřili. Oproti ostatním výzkumným pracím jsme hodnotili větší množství svalů (8), které mají anatomický a funkční vztah ke kolennímu kloubu.

Běžně se ve výzkumných pracích využívá ke statistickému hodnocení jeden statistický test nebo metoda. V našem případě jsme využili k hodnocení dvou testů s rozdílnou citlivostí a četností využití v praxi. Tuto cestu jsme zvolili na základě charakteristiky obou zvolených testů (Budíková, Lerch, & Mikoláš, 2005; Anděl, 2011). Možnost dvojího hodnocení totožných hodnot může zároveň přinést zajímavý pohled na prezentaci získaných dat.

Předpokládali jsem, že při porovnání svalové aktivity (průměrné hodnoty amplitudy) před a po absolvování zátěžového protokolu zjistíme významné rozdíly v různých úhlových rychlostech jak v parametru mean, kterým hodnotíme přímo svalovou aktivitu, tak v parametru mean frekvence, který vypovídá o přítomnosti svalové únavy. Současně jsme předpokládali, že k určitým změnám v chování svalů bude docházet i v porovnání všech tří úhlových rychlostí v prvním a druhém měření.

Naši domněnku o změnách ve svalové aktivitě (parametr mean) jsme opřeli o teoretické poznatky týkající se akčních potenciálů a náboru motorických jednotek. Ganong (2004) a Rokyta et al. (2008) uvádějí, že nejdříve dochází k zapojení nejexcitabilnějších a nejmenších motorických jednotek. Narůstající množství vzruchů vede k náboru větších MJ, které mají několikanásobně větší sílu stahu než malé MJ a s jejich zapojením dochází ke gradaci svalové aktivity a síly. Kromě teorie náboru motorických jednotek jsme vycházeli také z předpokladu, že silově náročnější bude testování v nižších úhlových rychlostech, které kladou pracujícím svalům větší odpor než je tomu u vyšších rychlostí. V našem případě se tedy jednalo o úhlovou rychlost 60°/s. Tyto úvahy se ve většině případů v naší práci nepotvrdily. V jednotlivých měřeních před a následně po absolvování zátěžového protokolu je z průměrných hodnot patrná stoupající tendence svalové aktivity souběžně se zvyšující se rychlostí v obou měřeních. Abnormální data (snížení) v tomto případě vykazují m. gastrocnemius medialis v druhém měření a m. semitendinosus v obou měřeních. K podobným závěrům došli i Bassa, Kotzamanidis, Siatras, Mameletzi a Skoufas (2002) a Bassa, Patikas a Kotzamanidis (2005), kteří prokázali souvislost mezi zvyšující se svalovou aktivitou u m. BF a m. VL a rychlostí pohybu u koncentrické kontrakce. Úhlové rychlosti testované v jejich studiích (45°/s, 90°/s, 180°/s) však nebyly zcela totožné jako u tohoto výzkumu. Ani v jedné z těchto studií nebyl použit zátěžový protokol, jednalo se pouze o jedno měření.

Při srovnání aktivity jednotlivých svalů v jedné z úhlových rychlostí byl zaznamenán statisticky významný rozdíl pouze v rychlosti 120°/s u m. gastrocnemius medialis a m. semitendinosus. Skutečností je, že probandi byli instruováni k provedení všech pohybů maximální silou, což by z jisté části mohlo eliminovat původní domněnku o velikosti vynaložené síly k překonání odporu v dané úhlové rychlosti. Rutherford a Jones (1986) se na základě výsledků své studie domnívají, že zvýšení svalové síly (po určitém tréninkovém programu) je dáno z větší části zlepšením koordinace a synchronizace v zapojení motorických jednotek než samotnou schopností zvýšit maximální volní kontrakci. McHugh, Tyler, Greenberg a Gleim (2002) srovnávali rozdíl v elektromyografické aktivitě vybraných svalů (m. RF, m. VL, m. VM) v různých procentech maximální volní kontrakce (MVC) v izokineticém režimu svalové kontrakce (60°/s). S postupným zvyšováním MVC se zvyšovala i zaznamenaná aktivita jednotlivých svalů. Největší hodnoty vždy zaznamenal m. RF, následoval m. VL a m. VM.



Současně je třeba vzít v úvahu koordinační náročnost pohybu. Obecně platí, že pro pomalejší a lépe koordinačně zvládnutelné pohyby není potřeba současné aktivace takového množství motorických jednotek jako u rychlejších a koordinačně složitějších pohybů, což by odpovídalo zaznamenanému nárůstu svalové aktivity ve vyšších rychlostech. Rebai et al. (2012) uvádí, že pro specifickou rychlost pohybu jsou charakteristické i odlišnosti v neurální aktivaci a další svalové adaptační změny, včetně výběru a synchronizace motorických jednotek (a/nebo svalů). Podle Kroboty a Kolářové (2011) mohou být změny v charakteru snímaného signálu způsobeny svalovými kompenzačními mechanismy zabráňujícími poklesu síly. Nárůst amplitudy je zřejmě způsoben zvýšenou sumací (časovou nebo prostorovou) akčních potenciálů nebo synchronizací výbojů.

Pokud porovnáme příslušné průměrné hodnoty parametru mean před a po zátěži pro jednotlivé rychlosti, zjistíme, že u převážné většiny svalů dochází k nárůstu hodnot při druhém (pozátěžovém) měření (tabulka 12, strana 61). Tyto změny však nejsou natolik výrazné, aby měly statistickou významnost. Výjimku, u které nedošlo ke zvýšení hodnot, tvoří pouze m. vastus medialis v úhlové rychlosti 120°/s a m. gastrocnemius medialis a lateralis v úhlové rychlosti 180°/s. U posledních dvou svalů je z grafického vyjádření patrný minimální nárůst nebo přímo pokles hodnot oproti předcházející pozici (120°/s). Tento trend neodpovídá tendenci u ostatních svalů, což je zřejmě při porovnání grafů pro jednotlivé svaly na straně 45, 46 a v příloze 7.

Pomocí frekvenční analýzy jsme sledovali přítomnost únavy a porovnávali její výskyt v jednotlivých rychlostech. Jak již bylo uvedeno v teoretické části, svalová únava se na elektromyografickém záznamu projeví posunem frekvenčního spektra k nižším frekvencím. Ze statistického zpracování naměřených dat je patrná snížená hodnota průměrů parametru mean frekvence po absolvování zátěžového protokolu. Tyto změny byly přítomny při všech úhlových rychlostech u všech sledovaných svalů, což podle teoretického předpokladu ukazuje na vznik pozátěžové únavy (tabulka 6, strana 48). Zajímavé a ne zcela očekávané výsledky jsme zjistili při porovnání prvního a druhého měření. Domnívali jsme se, že přítomnost únavy se s narůstající rychlostí projeví spíše v opakovaném měření po zátěžovém protokolu. Žádné statisticky významné změny však v tomto měření nebyly zaznamenány. Naopak v prvním měření před zátěžovým protokolem byly výrazné změny zjištěny u šesti z osmi svalů. Ve většině případů byl u těchto svalů prokázán rozdíl mezi první a třetí pozicí, tedy rychlostí 60°/s a 180°/s. Tyto změny jsou velmi dobře patrné

z grafů 3–10. Dále jsme zaznamenali rozdíl mezi první a druhou pozicí (60°/s a 120°/s) u mediálního a laterálního vastu. Naopak odlišnosti v druhé a třetí pozici (120°/s a 180°/s) byly u m. gastrocnemius medialis a m. semitendinosus.

Při porovnání jednotlivých testovacích pozic se nejvíce významných změn objevilo při úhlové rychlosti 60°/s. LSD test prokázal změny pod hladinou statistické významnosti u všech svalů, obecnější Sheffeho test u šesti svalů (kromě m. SEMI a m. BF). V následující úhlové rychlosti 120°/s se již počet významných rozdílů snížil. LSD test odhalil pouze čtyři svaly, jejichž hodnoty se dostaly pod hladinu statistické významnosti. Jednalo se o m. tibialis anterior, m. rectus femoris, m. gastrocnemius medialis a m. semitendinosus. Pouze u dvou svalů (m. tibialis anterior a m. rectus femoris) se pak statisticky významné změny objevily i ve třetí měřené úhlové rychlosti 180°/s. Podobné výsledky u m. RF zaznamenal Rebai a kol. (2012). V jejich studii byl na základě frekvenční analýzy prokázán vznik únavy po absolvování zátěžového protokolu u všech měřených svalů (m. RF, m. VL a m. VM) ve všech rychlostech (60°/s, 120°/s a 180°/s). Na rozdíl od našich výsledků nebyl v této studii prokázán vliv testovací úhlové rychlosti na výskyt svalové únavy. Jedním z možných vysvětlení rozdílných výsledků je zcela odlišný charakter zátěžového protokolu.

Standardně je pokles mean frekvence přičítán synchronizaci a změnám v náboru motorických jednotek. Další faktory ovlivňující svalovou únavu jsou rychlost pálení MJ a změny sumačního akčního potenciálu motorické jednotky (Bigland-Ritchie, Donova, & Roussos, 1981; Hamill & Knutzen, 2009). Srovnáme-li hodnoty obou hodnocených parametrů EMG v naší studii, dojdeme k podobným poznatkům, jaké jsou uvedeny v teoretické části – zjištěná svalová únava je kromě poklesu frekvence charakteristická také zvýšením amplitudy (parametr mean).

Apriantono, Nunome, Ikegami a Sano ve své studii z roku 2006 zkoumali vliv svalové únavy na kinetiku a kinematiku odkopu nártem u fotbalistů. Výsledky naznačily, že specificky vyvolaná únava svalů v této studii snížila schopnost generovat sílu, došlo také ke zhoršení koordinace mezi segmenty během odkopu míče. Únava také ovlivnila (snížila) excentrickou kontrakci kolenních flexorů bezprostředně před kontaktem s míčem. Autoři se domnívají, že takto pozměněná funkce svalů může zvýšit náchylnost ke zranění kolenního kloubu. V naší studii se jako zajímavý fakt jeví zjištění únavy u m. semitendinosus (úhlová rychlost 60°/s, 120°/s), který působí jako agonista pro funkci předního zkříženého vazů.

Otázkou, kterou v naší studii nejsme schopni zodpovědět je, jaký podíl na zjištěné svalové únavě lze připsat centrální nervové soustavě. Podle Sherwooda (2010) má centrální únava často psychologický podklad. Během namáhavého cvičení může centrální únava pramenit z nepohodlí spojeného s požadovanou činností nebo nedostatečnou motivací. Ačkoliv jsme podobné projevy u testovaných jedinců nezaznamenali, nemůžeme vliv centrální únavy na podaný výkon vyloučit.

Jako všechny výzkumné práce má i tato několik limitů a faktorů, které mohou ovlivnit výsledky, nebo znevýhodňovat použitý metodický postup jako podklad pro opakovaná měření. Podstatou této práce bylo sledování změn ve svalové aktivitě pomocí povrchové elektromyografie. Umístění elektrod hraje v tomto případě klíčovou roli ze dvou důvodů. Prvním z nich je charakter získaného signálu, který je závislý na pozici elektrody vůči svalu. De Luca (1997) i Krobot a Kolářová (2011) předkládají ve svých pracích obrázek (obrázek 12 v příloze 8), z něhož jsou zřejmé odlišné hodnoty amplitudy a frekvenčního spektra signálu snímaného z různých částí svalu. Neoptimální umístění elektrod tak může výrazně zkreslit výsledky celé výzkumné práce. Druhým důvodem je opakovaná aplikace elektrod při kontrolním měření. Odlišné umístění, byť jen o milimetry, s sebou nese riziko snímání odlišné části svalového bříška a motorických jednotek.

Jako největší problém ovlivňující kvalitu získaných dat se ukázalo zvládnutí techniky pohybu na přístroji IsoMed 2000. Pokud probandi nepůsobili na pohybující se rameno dostatečnou silou, případně tlačili špatným směrem, došlo k přerušení pohybu a zaznamenání neadekvátních elektromyografických signálů. V těchto případech se měření provádělo opakovaně. Z tohoto důvodu se domníváme, že v případě opakovaných měření by měla familiarizace probíhat s dostatečným předstihem a v odpovídající intenzitě, aby testovaní jedinci požadované pohyby zvládali bez problémů.

Zátěžový protokol vycházející z originální verze standardizovaného protokolu SAFT90 byl pro potřeby výzkumu časově upraven. Délka ‚poločasu‘ i pauzy byla zkrácena v souladu s fotbalovými pravidly platnými v ČR od roku 2011. Například De Ste Croix (2012) ve své práci uvádí odlišné časové údaje pro danou věkovou kategorii. Rozdíly jsou však minimální a v praktickém provedení by neměly mít větší význam. De Ste Croix dále uvádí, že ačkoliv testovací protokol vznikl na základě pohybové analýzy fotbalového utkání, neobsahuje všechny pohybové dovednosti, které jsou při hře využívány. V zátěžovém protokolu například nelze počítat se zatížením vzniklým při výskocích (hlavičkování) nebo

při osobních soubojích mezi hráči, které při vyšší frekvenci výskytu mohou být značně fyzicky náročné. Diskutabilní mohou být i rozdíly mezi travnatým povrchem a odlišnou testovací plochou zátěžového protokolu. Fabre, Martin, Gondin, Cottin a Grelot (2012) se zabývali vlivem odlišného povrchu (tvrdý povrch a antuka) na vznik svalové únavy při tenisu. Pomocí EMG hodnotily m. soleus a m. gastrocnemius lateralis. Výsledky výzkumu neprokázaly statisticky významné rozdíly mezi odlišnými povrchy a jejich vlivem na svalovou únavu. Na základě těchto poznatků předpokládáme, že ani v případě naší studie nebude mít rozdílný povrch zásadní vliv na výsledné hodnoty. Otázkou dalšího zkoumání zůstává, zda je tento zátěžový protokol dostatečný k vytvoření odpovídajícího zápasového zatížení.

Kombinace elektromyografického hodnocení izokinetické svalové aktivity není dosud příliš frekventovaným podkladem výzkumných prací. Ačkoliv nemáme žádné výzkumem potvrzené důkazy, domníváme se, že důvodem může být relativní složitost v kombinování obou metod a časová náročnost. V současné době frekventovanější testování pomocí izokinetické dynamometrie se jeví jako rychlejší a také přesnější pro opakovaná kontrolní měření. Nastavení přístroje pro konkrétního testovaného jedince jsou uložena a nedochází tedy k odlišným pozicím při testování. Současně odpadá časově náročná aplikace elektrod a připojení k elektromyografickému přístroji s možnou chybou v uložení elektrod při opakovaném měření. Kombinace izokinetického testování se snímáním EMG signálu má však velký potenciál v oblasti hodnocení svalové aktivity, timingu a únavy během dynamického pohybu nejen u kolenního kloubu a testovací pozice vsedu.

Zajímavé rozšíření studie by mohlo přinést porovnání aktivity a únavy totožných svalů v obou typech kontrakce, tedy koncentrické i excentrické. Jak uvádí Rebai et al. (2012), přítomnost svalové únavy je rozdílná v závislosti na režimu svalové kontrakce. I mnohé studie a publikace z dřívějších let poukazují na rozdílnou aktivaci motorických jednotek při koncentrické kontrakci ve srovnání s excentrickou kontrakcí (Tesch, Dudley, Duvoisin, Hather, & Hartus, 1990; Adams, Duvoisin, & Dudley, 1992; Potvin, 1997, Enoka, 2008). Velmi přínosným by mohlo být také srovnání přítomnosti svalové únavy a jejího vlivu na timing u vybraných svalů.

## 7 Závěr

Poranění kolena může být pro sportovce fatálním zásahem do probíhající kariéry a nejsou výjimečné ani případy, kdy je toto poranění důvodem pro ukončení sportovní činnosti na vrcholové úrovni. Zvláštní význam mají tato zranění pro mladé hráče, kterým mohou znemožnit dráhu profesionálního sportovce nebo dlouhodobě ovlivnit jejich výkonnost. Limitace způsobená zraněním se nevztahuje pouze na samotný sportovní výkon, ale i na tréninkovou činnost a narušuje koncept dlouhodobé přípravy.

V našem výzkumu jsme se s pomocí povrchové elektromyografie snažili zjistit, zda existují rozdíly v aktivaci vybraných svalů dominantní dolní končetiny u fotbalistů v žákovských kategoriích před a po absolvování zátěžového protokolu. Toto měření jsme prováděli v izokinetickém režimu pohybu a srovnávali jsem také odlišné chování svalů v jednotlivých úhlových rychlostech.

Z osmi nulových hypotéz, které jsme si v rámci výzkumu stanovili, bylo pět zamítnuto a tři hypotézy byly potvrzeny. Statistickým zpracováním dat jsme došli k následujícím závěrům:

Při hodnocení svalové aktivity (hodnoceno podle parametru mean) byly staticky významné změny, tedy zvýšení svalové aktivity, prokázány pouze u m. gastrocnemius medialis a m. semitendinosus v úhlové rychlosti 120°/s. U dalších hodnocených svalů se hodnoty většinou také zvyšovaly, ovšem pod úrovní statistické významnosti.

Použitím frekvenční analýzy jsme sledovali přítomnost únavy a porovnávali její výskyt v jednotlivých rychlostech. Ze statistického zpracování naměřených dat je patrný vznik pozátěžové únavy u všech svalů ve všech úhlových rychlostech. Při porovnání jednotlivých testovacích pozic se nejvíce významných změn (u všech osmi svalů) objevilo v úhlové rychlosti 60°/s. V následující úhlové rychlosti 120°/s se již počet významných rozdílů snížil. LSD test odhalil pouze čtyři svaly, jejichž hodnoty se dostaly pod hladinu statistické významnosti. Jednalo se o m. tibialis anterior, m. rectus femoris, m. gastrocnemius medialis a m. semitendinosus. Pouze u dvou svalů (m. tibialis anterior a m. rectus femoris) se pak statisticky významné změny objevily i ve třetí měřené úhlové rychlosti 180°/s.

Zajímavé výsledky přineslo porovnání prvního a druhého měření. V prvním měření před zátěžovým protokolem byly výrazné změny v parametru mean frekvence (svalová únava) zjištěny u šesti z osmi svalů. Ve většině případů byl u těchto svalů prokázán rozdíl mezi první a třetí pozicí, tedy rychlostí 60°/s a 180°/s. Dále jsme zaznamenali rozdíl mezi první a druhou pozicí (60°/s a 120°/s) u mediálního a laterálního vastu. Naopak odlišnosti v druhé a třetí pozici (120°/s a 180°/s) byly u m. gastrocnemius medialis a m. semitendinosus. Při druhém měření po absolvování zátěžového protokolu však nebyly žádné statisticky významné změny mezi rychlostmi zaznamenány.

## 8 Souhrn

Tato výzkumná práce je součástí projektu zabývajícího se únavou a rizikem zranění kolenního kloubu a svalů stehna u fotbalistů žákovských kategorií. Hlavním cílem této práce bylo hodnocení aktivity vybraných svalů dominantní dolní končetiny před a po zátěži pomocí povrchové elektromyografie. K hodnocení jsme využili koncentrických kontrakcí v izokinetickém režimu v různých úhlových rychlostech. Izokinetického pohybu bylo dosaženo použitím přístroje IsoMed 2000.

První část práce obsahuje teoretické poznatky o anatomické stavbě a fyziologii svalu, typech svalových vláken a jejich převažujícím energetickém zásobení. Dále byl popsán molekulární princip svalové kontrakce včetně jejího energetické zásobení a zmíněny byly také rozdílné typy svalových kontrakcí. Presentovány jsou v neposlední řadě poznatky o vzniku svalové únavy a následné regeneraci. Neopomenuli jsme zmínit základní údaje o využití povrchové elektromyografie a izokinetické dynamometrie při testování a hodnocení pohybového systému.

Výzkumu se zúčastnilo 26 hráčů ( $n = 26$ ) fotbalového klubu SK Sigma Olomouc ve věku 13–15 let. Měření probíhalo na přístrojích IsoMed 2000 a NORAXON MyoSystem 1400A. Záznam měření byl zpracován v programu MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Během izokinetické koncentrické kontrakce (flexe a extenze v kolenním kloubu) byla u vybraných svalových skupin (m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. tibialis anterior, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. gastrocnemius lateralis a medialis) snímána svalová aktivita pomocí poly-EMG před standardizovaným simulovaným fotbalovým utkáním a ihned po jeho skončení. Každé měření obsahovalo tři série po třech opakováních pohybu. Série se lišily úhlovou rychlostí (60°/s, 120°/s, 180°/s). Naměřená data byla následně statisticky zpracována. Jako hladina statistické významnosti byla použita hodnota  $p < 0,05$ .

Z výsledků výzkumné části je patrné zvýšení průměrných hodnot parametru mean (svalová aktivita) téměř u všech svalů ve všech testovaných rychlostech. Kromě rychlosti 120°/s však tyto změny nejsou dostatečně výrazné, aby je bylo možné potvrdit na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Změny v parametru mean frekvence, které vypovídají o přítomnosti svalové únavy, byly statisticky významné u různého počtu svalů ve všech měřených úhlových rychlostech. Všechny svaly vykazovaly známky svalové únavy pouze v úhlové rychlosti 60°/s.

## 9 Summary

This research is part of a project focusing on fatigue and the risk of injury to the knee joint and the thigh muscles in football players of pupil categories. The main objective of this thesis was to assess the activity of selected muscles of the dominant leg before and after exercise using surface electromyography. Concentric contractions in the isokinetic mode at different angular velocities were used in the assessment. Isokinetic movement was achieved using the IsoMed 2000 device.

The first part of the thesis presents theoretical knowledge about the anatomical structure and physiology of the muscle, types of muscle fibres and their prevailing energy supply. The molecular mechanism of muscle contraction including its energy supply has also been described and different types of muscle contraction have been mentioned. Last but not least, current knowledge about the development of muscle fatigue and subsequent regeneration are presented. The author has also made reference to basic data concerning the use of surface electromyography and isokinetic dynamometry in testing and assessing the locomotive system.

The research involved 26 players ( $n = 26$ ) of the SK Sigma Olomouc football club at the age of 13-15 years. The measurements were performed using the IsoMed 2000 and NORAXON MyoSystem 1400A devices. The recording of the measurement was processed using the MyoResearch XP (Master Version 1.03.05) software. During isokinetic concentric contraction (flexion and extension of the knee joint), muscle activity was recorded in selected muscle groups (m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. tibialis anterior, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. gastrocnemius lateralis and medialis) using poly-EMG before a standardised simulated football match and immediately after it. Each measurement comprised three series, each consisting of three repetitions of the movement. A different angular velocity ( $60^\circ/\text{s}$ ,  $120^\circ/\text{s}$  and  $180^\circ/\text{s}$ ) was used in each of the series. The data measured were then statistically processed and the value of  $p < 0.05$  was used as the level of statistical significance.

The results of the research part show an apparent increase in the average values of the mean parameter (muscle activity) in almost all muscles at all velocities tested. Except for the velocity of  $120^\circ/\text{s}$ , however, the changes detected are not substantial enough to be confirmed at a statistical significance level of  $p < 0.05$ . Changes in the mean frequency parameter attesting to the presence of muscle fatigue were statistically significant in a different number of muscles at all angular velocities measured. All the muscles showed signs of muscle fatigue only at an angular velocity of  $60^\circ/\text{s}$ .



## 10 Referenční seznam

- Aagard, P., Simonsen, E. B., Anderson, J. L., Magnusson, S. P., Bojsen-Møller, F., & Dyhre-Poulsen, P. (2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, *10*(2), 58–67.
- Adams, G. R., Duvoisin, M. R., & Dudley, G. A. (1992). Magnetic resonance imaging and electromyography as indexes of muscle function. *Journal of Applied Physiology*, *73*(4), 1578–1583.
- Anděl, J. (2011). *Základy matematické statistiky*. Praha: Matfyzpress.
- Apriantono, T., Nunome, H., Ikegami, Y., & Sano, S. (2006). The effect of muscle fatigue on instep kicking kinetics and kinematics in association football. *Journal of Sports Science*, *24*(9), 951–960.
- Baltzopoulos, V. (2008). Isokinetic dynamometry. In C. J. Payton & R. M. Bartlett (Eds.), *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise* (pp. 103–128). London: Routledge.
- Baltzopoulos, B., King, M., Gleeson, N., & De Ste Croix, M. (2012). The bases expert statement on measurement of muscle strength with isokinetic dynamometry. *The Sport and Exercise Scientist*, *31*, 12–13.
- Baroni, B. M., Stocchero, C. M. A., Cavalheiro do Espírito Santo, R., Ritzel, C. H., & Vaz, M. A. (2011). The effect of contraction type on muscle strength, work and fatigue in maximal isokinetic exercise. *Isokinetics and Exercise Science*, *19*(3), 215–220.
- Bassa, H., Kotzamanidis, Ch., Siatras, T., Mameletzi, D., & Skoufas, D. (2002). Coactivation of knee muscles during isokinetic concentric and eccentric knee extensions and flexions in prepubertal gymnasts. *Isokinetics and exercise science*, *10*(3), 137–144.
- Bassa, H., Patikas, D., & Kotzamanidis, Ch. (2005). Activation of antagonist knee muscles during isokinetic efforts in prepubertal and adult males. *Pediatric exercise science*, *17*(2), 171–181.

- Bigland-Ritchie, B., Donova, E., & Roussos, C. (1981). Conduction velocity and EMG power spectrum changes in fatigue of sustained maximal efforts. *Journal of Applied Physiology*, 51(5), 1300–1305.
- Bogdanis, G. C. (2013). Fatigue and training status. In C. A. Williams & S. Ratel (Eds.), *Human muscle fatigue* (pp. 164–204). London: Routledge.
- Brown, L. E. (2000). *Isokinetics in human performance*. Champaign: Human Kinetics.
- Budíková, M., Lerch, T., & Mikoláš, Š. (2005). *Základní statistické metody*. Brno: Masarykova Univerzita.
- Čihák, R. (2008). *Anatomie I* (2nd. Ed.). Praha: Grada Publishing.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Elektromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135–163.
- De Ste Croix, M. (2012). *Protect her knees – exploring the role of football specific fatigue on dynamic knee stability in female youth football players*. Retrieved 15. 2. from the World Wide Web: [http://www.uefa.org/MultimediaFiles/Download/uefaorg/Research/01/84/69/62/1846962\\_DOWNLOAD.pdf](http://www.uefa.org/MultimediaFiles/Download/uefaorg/Research/01/84/69/62/1846962_DOWNLOAD.pdf).
- Dirnberger, J., Kösters A., & Miller, E. (2012). Concentric and eccentric isokinetic knee extension: A reproducibility study using the IsoMed 2000-dynamometer. *Isokinetics and Exercise Science*, 20(1), 31–35.
- Drnková, Z., & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví*. Praha: Avicenum.
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications* (2nd. Ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Dvořák, R. (2007). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Dylevský, I. (2009a). *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton.
- Dylevský, I. (2009b). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4th ed.). Champaign: Human Kinetics.

- Fabre, J-B., Martin, V., Gondin, J., Cottin, F., & Grelot, L. (2012). Effect of Playing Surface Properties on Neuromuscular Fatigue in Tennis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(11), 2182–2189.
- Fitts, R. H., & Holloszy, J. O. (1978). Effects of fatigue and recovery on contractile properties of frog muscle. *Journal of Applied Physiology*, 45, 899–902.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie* (J. Herget, K. Rakušan, Trans.). Praha: Galén. (Original work published 2003.)
- Gard, A. (2012). *U-SAFT90 simulates the internal and external loads of University-level soccer match-play*. Retrieved 6. 3. 2014 from the World Wide Web: <https://hydra.hull.ac.uk/assets/hull:6415a/content>.
- Golik-Peric, D., Drapsin M., Obradovic, B., & Drid, P. (2011). Short-Term Isokinetic Training Versus Isotonic Training: Effects on Asymmetry in Strength of Thigh Muscles. *Journal of Human Kinetics*, 30, 29–35.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement* (3rd. ed.). Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins.
- Havlíčková, L. (2003). *Fyziologie tělesné zátěže I* (2nd ed.). Praha: Karolinum.
- Chmielewski, T. L., Hurd, W. J., & Snyder-Mackler, L. (2005). Elucidation of a potentially destabilizing kontrol strategy in ACL deficit non-copers. *Journal of electromyography and kinesiology*, 15(1), 83–92.
- Kallenberg, L. A., Shulte, E., Disselhorst-Klug, C., & Hermes, H. J. (2007). Myoelectric manifestations of fatigue at low contractions levels in subjects with and without chronic pain. *Journal of Elektromyography and Kinesiology*, 17(3), 264–274.
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Retrieved 2. 7. 2013 from World Wide Web: <http://www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf>.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics.

- Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Langer, F., & Botek, M. (2010). *Trénink kondice ve sportu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Lehnert, M., Urban, J., Procházka, J. H., & Psota, R. (2011). Isokinetic strength of knee flexors and extensors of adolescent soccer players and its changes based on movement speed and age. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis, Gymn.*, 41(2), 45–53.
- Lehnert, M. a kol. (2012). *Anaerobic performance: assesment and training*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Loës, M., Dahlstedt, L. J., & Thomée, R. (2000). A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian journal of medicine & science in sport*, 10, 90–97.
- Maffiuletti, N. A., & Bendahan, D. (2013). Measurement methods of muscle fatigue. In C. A. Williams & S. Ratel (Eds.), *Human muscle fatigue* (pp. 17–47). London: Routledge.
- McHugh, M. P., Tyler, T. F., Greenberg, S. C., & Gleim, G. W. (2002). Differences in activation patterns between eccentric and concentric quadriceps contractions. *Journal of Sports Sciences*, 20(2), 83–91.
- Měkota, K. (1984). Syntetická studie o pohybové lateralitě. *Acta Gymnica XIV*, 93–122.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Divine, J. G., Wall, E. J., Kahanov, L., & Hewett, T. (2009). Longitudinal Assessment of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Factors During Maturation in a Female Athlete: A Case Report. *Journal of athletic training*, 4(1), 101–109.
- Nováková, P., Šifta, P., Pavelková, Z., Judl, J., Dastych, P., & Bahníková, E. (2012). Komparace účinků různých forem regenerace po zátěži pomocí myotonometrie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 19(3), 144–148.
- Okamotoa, T., Masuharab, M., & Iktac, K. (2007). Differences of muscle oxygenation during eccentric and concentric contraction. *Isokinetics and Exercise Science*, 14(3), 207–212.

- Oliveira, A., Corvino, R. B., Goncalves, M., Caputo, F., & Denadai, B. S. (2012). Maxima isokinetic peak torque and EMG activity determined by shorter ranges of motion. *Human Movement, 13*(3), 102–108.
- Olyaei, G. R., Hadian, M. R., Talebian, S., Bagheri, H., Malmir, K., & Olyaei, M. (2006). The effect of muscle fatigue on knee flexor to extensor torque ratios and knee dynamic stability. *The Arabian Journal for Science and Engineering, 31*(2C), 121–127.
- Parulytė, D., Masiulis, N., Aleknavičiūtė, V., Solianik, R., Dargevičiūtė, G., Skurvydas, A., & Streckis, V. (2011). Knee muscle torque and H:Q ratio changes before ACL surgery and after rehabilitation. *Physical Training and Sport, 81*(2), 38–44.
- Potvin, J. R. (1997). Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *Journal of Applied Physiology, 82*(1), 144–151.
- 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.
- Rodová, R., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, 8*(4), 173–177.
- Rokyta, R. a kol. (2008). *Fyziologie* (2nd ed.). Praha: ISV.
- Rumpf, M. C., & Cronin, J. (2012). Injury incidence, body site and severity in soccer player aged 6–18 years: implications for injury prevention. *Strength and Conditioning Journal, 34*(1), 1–12.
- Rutherford, O. M., & Jones, D. A. (1986). The role of learning and coordination in strength training. *European Journal of Applied Physiology, 55*, 100–105.
- Scherrer, J. (1995). *Únava* (M. Máček, Trans.). Praha: Victoria publishing. (Original work published 1989.)
- Sherwood, L. (2010). *Human Physiology: From Cells to Systems* (7th ed.). Australia: Brooks-Cole.
- Skolnik, H., & Chernus, A. (2011). *Výživa pro maximální sportovní výkon: správně načasovaný jídelníček* (Š. Kociánová, Trans.). Praha: Grada Publishing. (Original work published 2010.)

- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010). The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *13*(1), 120–125.
- Tesch, P. A., Dudley, G. A., Duvoisin, M. R., Hather, B. M., & Hartus, R. T. (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric and eccentric muscle action. *Acta Physiologica Scandinavica*, *138*(3), 263–271.
- Türker, H., & Sözen, H. (2013). *Surface Electromyography in Sports and Exercise*. Retrieved 2. 11. 2013 from World Wide Web: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/44778.pdf>.
- Vøllestad, N. K. (1997). Measurement of human fatigue. *Journal of Neuroscience of Methods*, *74*, 219–227.
- Westerblad, H., & Allen, D. G. (2013). Cellular mechanism of skeletal muscle fatigue. In C. A. Williams & S. Ratel (Eds.), *Human muscle fatigue* (pp. 48–76). London: Routledge.
- Willmore, J. H., Costill, D. L., & Kenney, W. L. (2008). *Physiology of sport and exercise* (4th ed.). Champaign: Human Kinetics.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed.). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons.
- Williams, C. A., & Ratel, S. (2013). Definitions of muscle fatigue. In C. A. Williams & S. Ratel (Eds.), *Human muscle fatigue* (pp. 3–16). London: Routledge.
- Wright, J., Ball, N., & Wood, L. (2009). Fatigue, H/Q ratios and muscle coactivation in recreational football players. *Isokinetic and exercise science*, *17*(3), 161–167.
- <http://www.derenkeji.com/chanpin/2012-10-16/667.html>.
- <http://www.noraxon.com/docs/1400a/6-myosystem-1400a-v10.pdf?sfvrsn=0>.

## 11 Přílohy

Příloha 1

### Vyjádření etické komise



Fakulta tělesné kultury  
Univerzity Palackého  
tř. Míru 115  
779 00 OLOMOUC

#### Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 10. 5. 2013 byl projekt výzkumné práce autora  
**doc. PaedDr. Michala Lehnerta, Dr.**

s názvem

#### **Únava a riziko zranění kolena a hamstringů fotbalistů žákovských kategorií**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 40/2013  
dne: 15. 5. 2013

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

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

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

*razítko fakulty*

## Informovaný souhlas



Univerzita Palackého  
v Olomouci

Fakulta  
tělesné kultury

### 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...), skoliosa (vadné držení těla), široké balení v dětství, ortopedické vložky do bot

.....

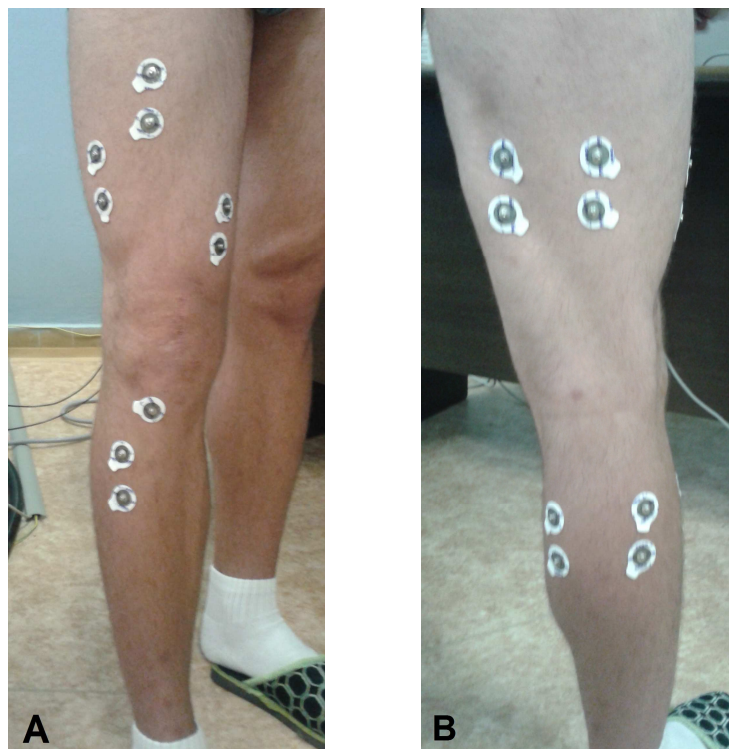
Berete léky? ANO – NE

Pokud ANO, uveďte které .....



Příloha 5

**Uložení elektrod a testovací pozice**



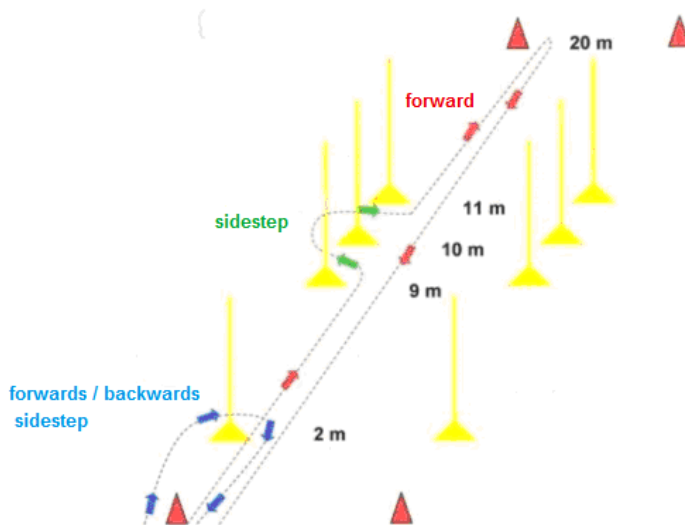
*Obrázek 9. Uložení elektrod na přední straně DK (A) a zadní straně DK (B).*



*Obrázek 10. Testovací pozice na přístroji IsoMed 2000.*

**SAFT<sup>90</sup>**

Test byl navržen na základě pohybové analýzy fotbalového utkání, aby bylo dosaženo odpovídající míry zatížení. Obsaženy jsou pohyby do všech stran a časté změny rychlosti. Dvacetimetrová vzdálenost, na které test probíhá, je ohraničena kužely na obou koncích a rozdělena dalšími čtyřmi kužely (nebo tyčemi) na pět částí s jasně definovanou délkou (Small, McNaughton, Greig, & Lovell, 2010). Schéma testové dráhy je na obrázku 11.



Obrázek 11. Schematické znázornění dráhy testu SAFT90 (Gard, 2012, 84).

Intenzitu zatížení a povely určující typ pohybové aktivity zajistil audiozáznam nahraný do MP3 přehrávače, který měl každý proband po dobu testování u sebe. Při plné délce testu (90 minut) dochází k náhodnému a nepravidelnému opakování 15minutových úseků sestavených z odlišných pohybových povelů v jiné intenzitě provedení. Celkem je v testu dosaženo 1269 změn v rychlosti a 1350 změn ve směru pohybu. Pro účely této studie byla délka trvání testu včetně pauzy mezi jednotlivými částmi upravena podle platných fotbalových pravidel, která upravují délku hrací doby a poločasové přestávky pro jednotlivé kategorie (starší žáci – U14, U15: 2×35 min. poločas, 15 min. přestávka; U13: 2×30 min. poločas, 15 min. přestávka) ([http://nv.fotbal.cz/assets/pravidla\\_fotbalu\\_vnitrek\\_CB\\_1.pdf](http://nv.fotbal.cz/assets/pravidla_fotbalu_vnitrek_CB_1.pdf)).

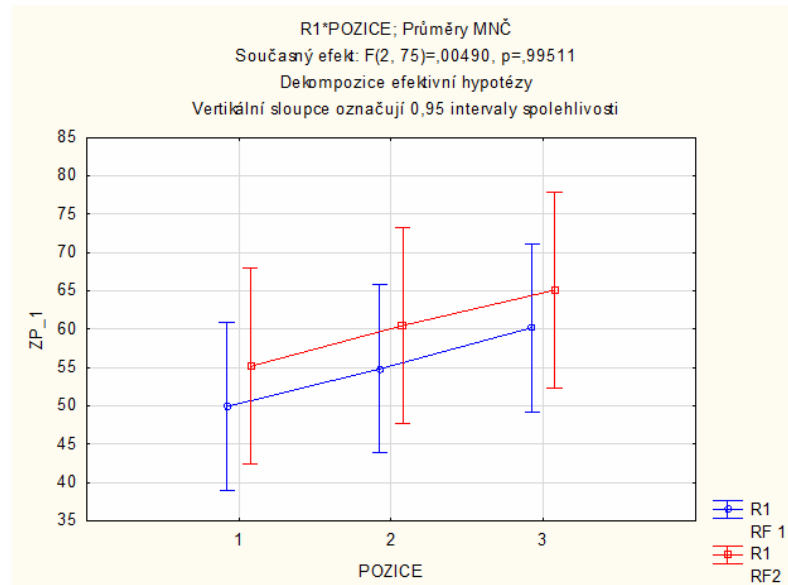
Tabulka 14 znázorňuje druhy pohybových aktivit obsažených v testovém protokolu včetně jejich intenzity vyjádřené v km/h. Tabulka současně srovnává vzdálenost (kterou testovaný jedinec urazí danou rychlostí) během testu s daty získanými během zápasu.

Activity	Distance during SAFT <sup>90</sup> (km)	Distance from match-play data (km)
Standing (0,0 kmh <sup>-1</sup> )	0	0,02
Walking (5,0 kmh <sup>-1</sup> )	3,36	3,60
Jogging (10,3 kmh <sup>-1</sup> )	5,58	5,81
Striding (15,0 kmh <sup>-1</sup> )	1,50	1,46
Sprinting ( $\geq 20,4$ kmh <sup>-1</sup> )	0,34	0,27
Total distance (km)	10,78	11,08

*Tabulka 14.* Vzdálenosti dosažené během jednotlivých aktivit (Small, McNaughton, Greig, & Lovell, 2010, 122).

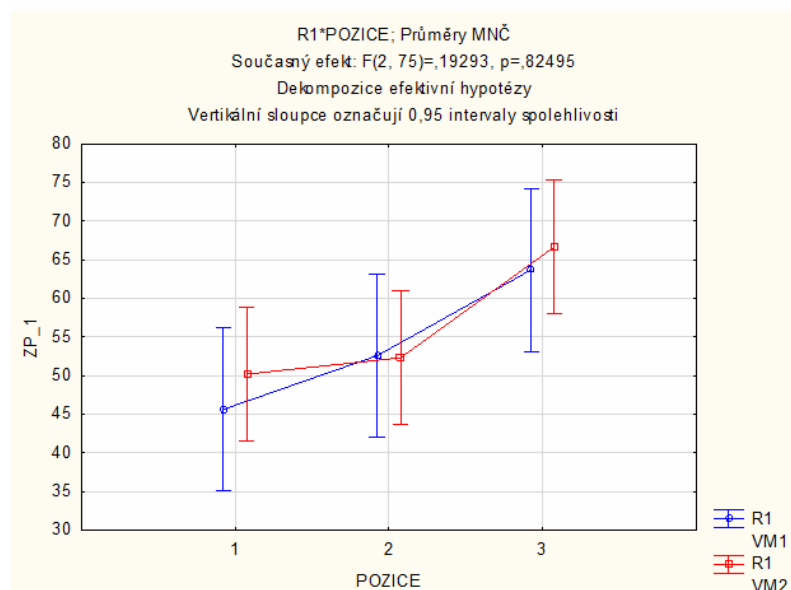
Příloha 7

**Graf 11.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean) musculus rectus femoris mezi měřeními před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



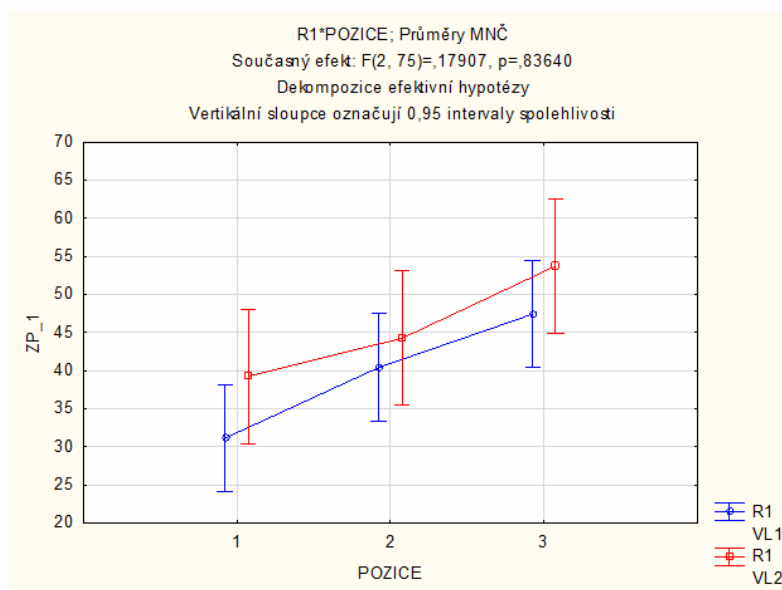
Vysvětlivky ke grafu 11: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

**Graf 12.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean) musculus vastus medialis mezi měřeními před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



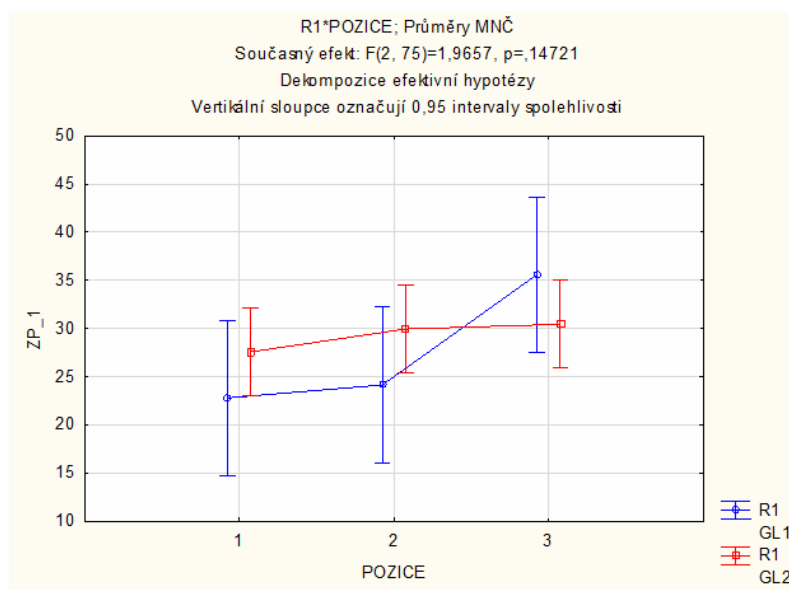
Vysvětlivky ke grafu 12: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

**Graf 13.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean) musculus vastus lateralis mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



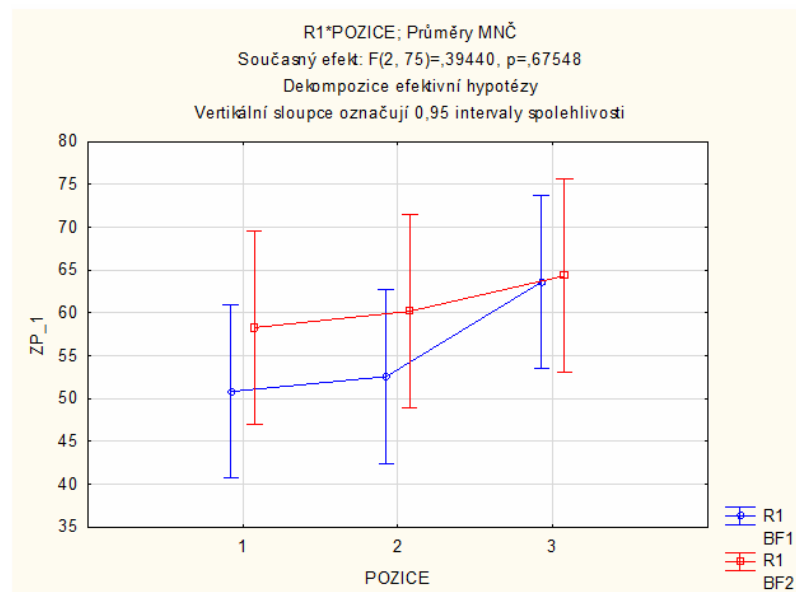
Vysvětlivky ke grafu 13: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

**Graf 14.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean) musculus gastrocnemius lateralis mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



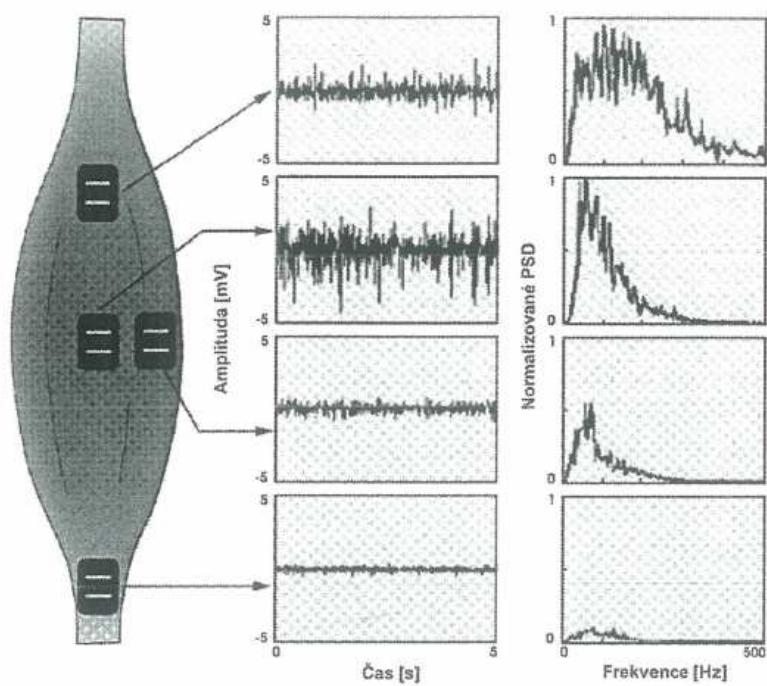
Vysvětlivky ke grafu 14: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.

**Graf 15.** Srovnání svalové aktivity (hodnota mean) musculus biceps femoris mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu 15: POZICE 1 – úhlová rychlost 60°/s, POZICE 2 – úhlová rychlost 120°/s, POZICE 3 – úhlová rychlost 180°/s, modrá – první měření (před zátěží), červená – druhé měření.





Obrázek 12: Změna amplitudy a frekvenčního spektra sEMG signálu v závislosti na umístění elektrod (Krobot & Kolářová, 2011, 22).