

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ AKTIVITY VYBRANÝCH SVALŮ DOLNÍ KONČETINY
POMOCÍ POLY-EMG BĚHEM EXCENTRICKÉ KONTRAKCE PŘED
A PO ZÁTĚŽI U FOTBALISTŮ ŽÁKOVSKÝCH KATEGORIÍ**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Veronika Dosoudilová, fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Amr Mohamed Zaki Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2014

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Veronika Dosoudilová

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

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2014

Abstrakt: Stabilita je základním pilířem správné funkce kolenního kloubu. Jejím předpokladem je vzájemná souhra statických a dynamických stabilizátorů kolene. Svalová únava může do značné míry ovlivnit aktivitu svalů podílejících se na stabilitě kolenního kloubu, a přispívat tak k vyššímu riziku poranění. Cílem této práce bylo zhodnotit aktivitu vybraných svalů dominantní dolní končetiny během excentrické kontrakce před a po zátěži u fotbalistů žákovských kategorií. Výzkumný soubor tvořilo celkem 26 hráčů (n=26) SK Sigma Olomouc ve věku 13-15 let. Aktivita svalstva dolní končetiny byla měřena za použití izokinetického dynamometru IsoMed 2000 a elektromyografického přístroje NORAXON – MYOSYSTEM 1400A. Snímáno bylo celkem 8 svalů dolní končetiny. Cílená aktivita probíhala v excentrickém režimu izokinetické svalové kontrakce. Testovací protokol obsahoval tři série po třech opakováních pohybu. Pro každou sérii byla použita odlišná úhlová rychlost – 60°/s, 120°/s a 180°/s. Výsledky studie potvrdily významné rozdíly v aktivitě svalů před a po absolvování zátěžového protokolu.

Klíčová slova: excentrická kontrakce, poly-EMG, svalová únava, izokinetická dynamometrie

Bibliographical identification

Autor's first name and surname: Bc. Veronika Dosoudilová

Title of the master thesis: Activity evaluation of the chosen lower limb muscles during eccentric contraction before and after the performance for junior soccer players using poly-EMG.

Department: Department of Physiotherapy

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

The year of presentation: 2014

Abstract: Stability plays the key part in proper function of the knee joint. The precondition is mutual co-functioning of static and dynamic knee stabilizers. Muscle fatigue can have considerable influence on activity of those muscles participating on knee joint stability and thus contribute to higher injury risk. Goal of this thesis was to evaluate the chosen dominant lower limb muscles activity during eccentric contraction before and after the performance for U14, U15 soccer players. Measured group was composed of 26 players (n=26) of SK Sigma Olomouc in the age of 13-15. Lower limb muscle activity was measured using isokinetic dynamometer IsoMed 2000 and electromyographic device NORAXON – MYOSYSTEM 1400A. Overall 8 muscles of lower limb were measured. Targeted activity was performed in eccentric mode of isokinetic muscle contraction. Measured sequence was composed of three series of three repeatedly performed movements. For each series a different angular velocity was used - 60°/s, 120°/s a 180°/s. The research results confirmed considerable disparity in muscle activity before and after the performance.

Keywords: eccentric contraction, poly-EMG, muscle fatigue, isokinetic dynamometry

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

V Olomouci dne 17. července 2014

.....

Děkuji Mgr. Amr Mohamed Zaki Zatarovi, Ph.D za odborné vedení a cenné rady, které mně poskytl při zpracování diplomové práce. Děkuji také RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat. Dále děkuji Bc. Elišce Lerchové za spolupráci a podporu v celém průběhu výzkumné práce. Závěrem chci poděkovat celému výzkumnému kolektivu za vstřícný přístup při realizaci měření.

OBSAH

1	ÚVOD.....	9
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	11
2.1	Příčně pruhovaný sval kosterní	11
2.2	Stavba svalu	11
2.3	Funkce svalu.....	13
2.4	Mechanické vlastnosti svalové kontrakce.....	14
2.5	Molekulární podstata svalové kontrakce.....	15
2.6	Excentrická svalová kontrakce.....	17
2.7	Únava	18
2.7.1	Vznik a průběh únavy	19
2.7.2	Centrální únava	19
2.7.3	Periferní únava.....	20
2.7.4	Mechanismus svalové únavy na buněčné úrovni.....	22
2.7.5	Únava a věk	23
2.7.6	Únava ve fotbale	23
2.8	Regenerace	24
2.9	Povrchová elektromyografie	25
2.9.1	Limity elektromyografického měření	26
2.9.2	Faktory ovlivňující snímaný signál.....	26
2.9.3	Zpracování a vyhodnocení EMG signálu	28
2.9.4	Funkční hodnocení svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie.	29
2.10	Izokinetická dynamometrie.....	31
2.11	Studie zkoumající aktivitu svalů kolenního kloubu při izokinetické kontrakci...	32
3	CÍL, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY	34
3.1	Cíl diplomové práce	34
3.2	Dílčí cíle	34
3.3	Hypotézy	34
4	METODIKA.....	36
4.1	Charakteristika vyšetřovaného souboru	36

4.2	Vyšetření	36
4.3	Příprava před měřením	37
4.3.1	Technické podklady měření.....	37
4.3.2	Umístění elektrod.....	38
4.4	Postup měření.....	38
4.5	Zátěžový protokol	40
4.6	Analýza poly-EMG	41
4.7	Statistické zpracování dat.....	41
5	VÝSLEDKY.....	42
5.1	Hypotéza 1	42
5.2	Hypotéza 2	44
5.3	Hypotéza 3	45
5.4	Hypotéza 4	47
5.5	Hypotéza 5	54
5.6	Hypotéza 6	56
5.7	Hypotéza 7	59
5.8	Hypotéza 8	61
5.9	Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean	63
5.10	Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence	64
6	DISKUZE.....	65
7	ZÁVĚR.....	71
8	SOUHRN.....	72
9	SUMMARY	74
10	REFERENČNÍ SEZNAM	76
11	PŘÍLOHY	84

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ACL – přední křížový vaz (anterior cruciate ligement)

BF – musculus biceps femoris

CNS – centrální nervový systém

GL – musculus gastrocnemius lateralis

GM – musculus gastrocnemius medialis

KOK – kolenní kloub

m – musculus (sval)

MU – motorická jednotka

MUAP – sumační akční potenciál motorické jednotky

RF – musculus rectus femoris

ROM – rozsah pohybu v kloubu (range of motion)

SEMG – povrchová elektromyografie

SEMI – musculus semitendinosus

TA – musculus tibialis anterior

VL – musculus vastus lateralis

VM – musculus vastus medialis

1 ÚVOD

Tato diplomová práce byla schválena jako součást výzkumného projektu zkoumajícího vliv únavy na riziko zranění kolenního kloubu a svalů stehna u fotbalistů žákovských kategorií.

Četnost výskytu zranění dolní končetiny ve sportu činí až 70 % všech sportovních úrazů. Dolní končetina je tudíž nejvíce náchylnou částí těla k poranění. Procentuální zastoupení se liší u různých věkových kategorií, ve věku 13 až 15 let připadá na úraz dolní končetiny 61 % (Rumpf, & Cronin, 2012). Poranění kolenního kloubu tvoří u mužů 10% všech zranění. Četnost poranění kolene a křížových vazů obzvláště, je nejvyšší u kontaktních sportů (Loës, Dahlstedt, & Thomée, 2000).

Svalová únava je problém, se kterým se potýká převážná část sportovců, ale i běžné populace. Může do značné míry ovlivnit aktivitu svalů podílejících se na stabilitě kolenního kloubu a přispívat tak k vyššímu riziku poranění (Olyaei et al., 2006). Stabilita je základním pilířem správné funkce kolenního kloubu. Na stabilitě kloubu se podílí statické i dynamické stabilizátory. Mezi tzv. pasivní složku stabilizace řadíme tvar kloubních ploch, ligamentózní aparát, kloubní pouzdro a menisky. Dynamickou stabilitu kloubu poskytují kolemkloubní svaly (Nýdrle, & Veselá, 1992; Velé, 1997).

Typickým a nejčastějším poraněním v oblasti kolene je přetržení předního křížového vazů (ACL) a poranění menisků. Riziko poranění těchto struktur je vyšší u sportů s otočnými prvky a náhlými změnami směru pohybu, mezi které se řadí právě fotbal (Hootman, Dick, & Angel, 2007; Myklebust et al., 2003). U těchto sportů je důležitá správná funkce svalů, zajišťující maximální stabilitu v těchto labilních pozicích.

Za hlavní dynamické stabilizátory kolenního kloubu jsou považovány hamstringy a m. quadriceps femoris. Pro stabilitu kolene je klíčová souhra mezi oběma složkami. Hamstringy jsou přímým agonistou funkce předního křížového vazů (ACL). Jejich včasná aktivace a adekvátní svalová síla eliminují nadměrný tah extenzorové skupiny, a tím zabrání přednímu posunu tibie a možnému riziku poranění ACL (Chmielewski, Hurd, & Snyder-Mackler, 2005). Ukazuje se, že výzkumy, porovnávající rovnováhu

hamstringů a quadricepsu hrají významnou roli v prevenci zranění kolenního kloubu (Coombs & Garbutt, 2002; Tourny-Chollet & Leroy, 2002).

Na riziko poranění kolenního kloubu má vliv mnoho faktorů, ať již vnějších nebo vnitřních. Mezi nejvíce ovlivnitelné patří podle Myera et al. (2009) motorické řízení a svalová síla. K zamezení výskytu poranění by do budoucna mohl přispět výzkum vrozených a potenciálně neovlivnitelných faktorů přispívajících k poranění ACL, které mohou být nápomocné při lepším pochopení vývojových vzorů a identifikaci ovlivnitelných faktorů.

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit aktivitu vybraných svalů dominantní dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání. Pomocí vybraných ukazatelů EMG (parametr mean, mean frekvence) jsme zjišťovali, zda u vybraných svalů došlo k projevům únavy a zda tyto projevy ovlivnili aktivitu svalů.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Příčně pruhovaný sval kosterní

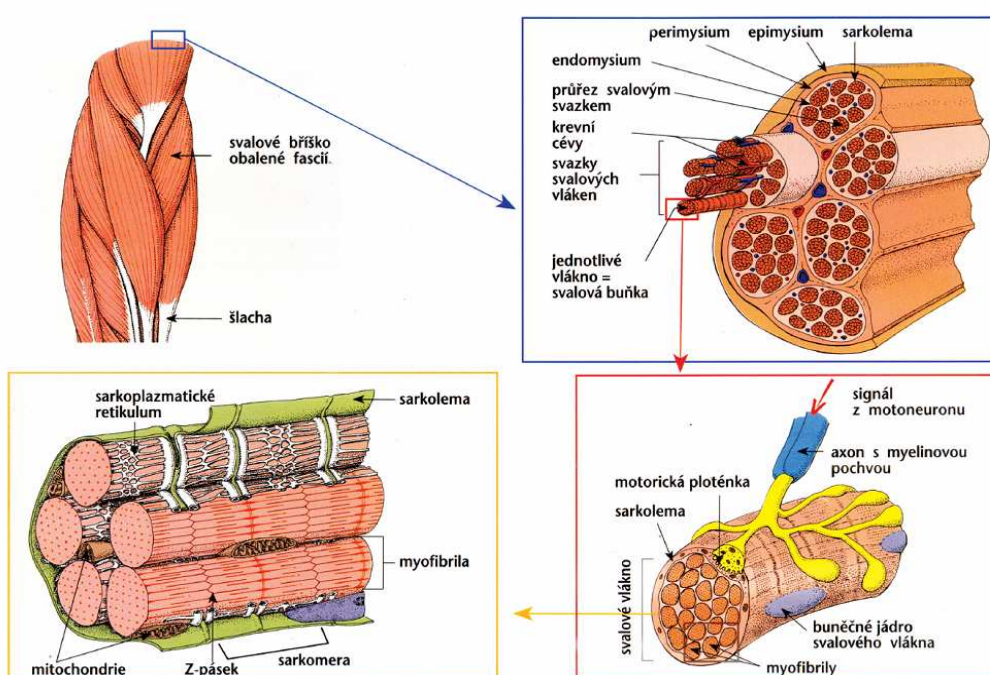
Výkonným orgánem a funkční složkou pohybového systému je sval. Kosterní svalstvo je nejobemnějším orgánem v lidském těle, tvoří u žen zhruba 25 – 35% a u mužů 40 – 45% celkové tělesné hmotnosti. Kosterní sval se skládá ze tří strukturálních komponent – příčně pruhovaných svalových vláken, vaziva, cév a nervů. Svalová vlákna jsou tvořena ze 75% z vody, z 20% z bílkovin a zbylých 5% hmoty zbývá na sacharidy, tuky, anorganické soli a pigmenty. Z organických látek je nejvýznamnější zastoupení kontraktinálních bílkovin – aktinu a myozinu, dále myoglobinu, zajišťujícího oksyličení buněk vazbou molekuly O₂, a také glykogenu a makroergních fosfátů, které slouží jako energetický zdroj svalové kontrakce. Z anorganického zastoupení látek jsou významné ionty draslíku a vápníku, které regulují proces svalové kontrakce a následné relaxace (Bernaciková, Kalichová, Beránková, 2010; Máček & Radvanský, 2011).

2.2 Stavba svalu

Základní stavební jednotkou svalového vlákna je relativně rozsáhlá a komplexní mnohoaderná buňka, jejíž délka se pohybuje od několika milimetrů po desítky centimetrů. Průměrná délka svalových vláken je v každé literatuře uváděna odlišně, od 1 mm do 40 mm, ale nalezneme i vlákna shodná s délkou svalu, tedy kolem 30 cm (Dylevský, 2009; Kittnar, et al., 2011; Máček, & Radvanský, 2011).

Na povrchu svalového vlákna je cytoplazmatická membrána – sarkolema, která má na povrchu plášť tvořený vrstvou polysacharidů a kolagenních vláken, přecházejících ve šlachy. Sarkolema se v určitých místech vchlipuje a vytváří transverzální tubuly (T-tubuly), které tvoří spojení vnitřního a zevního prostředí svalového vlákna. Díky nim je umožněn rychlejší přenos akčního potenciálu z axonu dovnitř buněk k jednotlivým svazkům myofibril (Kittnar, et al., 2011; Rokyta, 2008; Enoka, 2008; Hamill & Knutzen, 2009; Kenney, Wilmore, & Costill, 2012).

Uvnitř svalového vlákna je cytoplazma – sarkoplazma, v níž jsou přítomny buněčná jádra a orgány a srážlivé vláknité struktury zvané myofibrily, tvořené pravidelně se střídajícími úseky tenkých a silných myofilamentů aktinu a myozinu. Jedna myofibrila obsahuje zhruba 1500 aktinových a 3000 myozinových vláken. Myofibrily jsou obaleny endoplazmatickým (sarkoplazmatickým) retikulem, které hraje důležitou roli při kontrakci svalu. Jeho hlavní funkcí je uchovávat vápenaté ionty, nezbytné pro přenos akčního potenciálu (Kittnar, et al., 2011; Rokyta, 2008; Enoka, 2008; Hamill & Knutzen, 2009; Kenney, Wilmore, & Costill, 2012).



Obrázek 1. Stavba příčně pruhovaného kosterního svalu (Hanzlová, & Hemza, 2009). Retrieved 10.1.2014 from World Wide Web: http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/zakladni_slozky.html#svaly.

Na myofibrilách lze mikroskopicky pozorovat patrné střídání světlých (aktinových) a tmavých (myozinových) úseků, což je podkladem střídání jednolomné a dvojlomné zóny, zapříčiňující charakteristické příčné pruhování svalu. Každý světlý úsek je rozdělen tzv. Z linií. Ohraničený úsek myofibrily mezi dvěma Z liniemi definuje délku sarkomery, která je kontraktilní jednotkou svalu. Obě sady myofilament se na konci částečně překrývají, v těchto místech se mohou proti sobě vzájemně pohybovat.

Kontrakci sarkomery realizují bílkoviny aktin a myozin. Pomocí těchto bílkovin se sval zkracuje a generuje tah, jehož důsledkem je pohyb. Návrat svalu do jeho původní délky, tedy pružnost sarkomery, zajišťují na molekulární úrovni bílkoviny titin a nebulin. Při protažení svalu klade titin elastický odpor (Havlíčková, 1999; Rokyta, 2008; Dylevský, 2009; Kittnar, et al., 2011).

2.3 Funkce svalu

Svaly jsou výkonnými orgány pohybového aparátu. Lze je označit za „chemomotory“, mající schopnost přeměnit chemickou energii na energii mechanickou a tím generovat pohyb. Svalovou činností se velká část energie uvolňuje v podobě tepla, proto jsou svaly jedním z hlavních zdrojů tepla pro lidský organismus. Základní fyziologickou vlastností svalové tkáně je její dráždivost a stažlivost (kontraktilita), která se projeví zkrácením svalu. Specifickou vlastností svalu je také pružnost a pevnost (Bernaciková, Kalichová, Beránková, 2010; Rokyta, 2008).

Předpokladem pro správnou funkci svalu je jeho inervace motorickými nervovými vlákny, vycházejícími z alfa motoneuronů, uložených v předních rozích míšních. Tyto vlákna končí na nervosvalových ploténkách a vedou vzruchy, zabezpečující kontrakci svalu. Kosterní sval je komplexem sestávajícím z velkého množství motorických jednotek. Motorická jednotka je skupina svalových vláken stejného typu inervovaná jedním motoneuronem. Základní funkční vlastností svalu je kontrakce, která je výsledkem aktivního stahu zapojených motorických jednotek působících spolu s elastickými vlastnostmi neaktivovaných vláken a vmezeřeného vaziva. Podle zvolené intenzity, typu a trvání pohybu se může zapojit jen část svalových vláken. Pro řadu nenáročných činností se zapojuje jen zlomek motorických jednotek. Funkční specializace svalových vláken je dána tím, k jakému motoneuronu jsou připojena. Různé typy svalů mají různé zastoupení inervace v podobě pomalu vedoucích, hůře myelinizovaných vláken a rychleji vedoucích, dobře myelinizovaných vláken (Kittnar, et al., 2011; Bernaciková, Kalichová, Beránková, 2010).

V průběhu embryogeneze se vydifferentovaly tři různé typy svalových vláken. Typ I – pomalá (oxidativní) červená svalová vlákna, s vysokým obsahem myoglobinu,

tudíž větší zásobou kyslíku. Pro tyto vlákna je charakteristická vyšší schopnost vzdorovat únavě. Ve svalech bývají více zastoupena podél jeho dlouhé osy a tvoří v průměru 45 – 55% ve svalech horních a dolních končetin. Zbytek tvoří vlákna rychlá typu II, inervovaná motoneurony s rychlejším vedením vzruchu. Tyto vlákna lze dále dělit na rychlá oxidativní a rychlá glykolytická. Jedná se o vlákna s větší rychlostí kontrakce, méně vybavená oxidativně i myoglobinem a rychleji unavitelná. Percentuální zastoupení těchto druhů svalových vláken má velkou genetickou variabilitu a mění se i s věkem. Z hlediska funkční charakteristiky má zastoupení jednotlivých typů svalových vláken ve svalu zásadní význam z hlediska svalové výkonnosti, rychlosti prováděného pohybu a ekonomii svalové práce. Genotypově jsou podmíněny převážně rychlostní a silové osobnostní znaky. Vytrvalostní znaky lze významnou měrou ovlivnit pohybovou aktivitou (Hamill & Knutzen, 2009). Rozdíly v zastoupení vláken typu I. a II. byly také zjištěny u různých pohlaví. U mužů převládá zastoupení silnějších vláken druhého typu s vyšší kapacitou anaerobních enzymů a s větší silou, rychlostí kontrakce, ale také s větší unavitelností. Kromě genetických vlivů na svalová vlákna se na kvalitě výkonu rovněž významně podílí i řídicí složka a svalová plasticita (Dylevský, 1996; Dylevský, 2009; Máček, & Radvanský, 2011).

Je třeba rozlišit elektrický a mechanický projev svalu. Pojem elektrická aktivace svalu je myšlen molekulární princip kontrakce, tedy přesně řízené a synchronizované uvolňování kalcia do sarkoplazmy. Smyslem mechanické aktivace je dosažení požadované síly kontrakce a její dynamiky. Tyto děje jsou úzce provázané a jeden bez druhého za fyziologických okolností nefungují (Kittnar, et al., 2011).

2.4 Mechanické vlastnosti svalové kontrakce

V klidové fázi zachovává sval díky svému složení určitý stupeň pružnosti. Vlivem nervového podráždění se projeví svalová kontrakce, která je hlavním projevem mechanické funkce svalových vláken. Jedná se o stav, kdy určité množství svalových vláken vyvíjí napětí a na úponové šlaše se projevuje síla produkující pohyb. Obvykle bývá spojována s představou zkrácení svalu, ale jak dnes již víme, délka svalu se nemusí vždy měnit. Podle současných znalostí vychází klasifikace jednotlivých typů svalové kontrakce z charakteristiky rozsahu kontrakce, směru pohybové akce a na

vnější zátěži. Podle těchto parametrů lze kontrakci dělit na izometrickou a izokinetickou, někdy označovanou také jako dynamickou (Dylevský, & Ježek, 2000; Máček, & Radvanský, 2011).

Izometrická kontrakce je tah svalu, při kterém není generován pohyb a vzdálenost začátku a úponu svalu je neměnná, pouze se zvýší svalové napětí. Sval se aktivuje, snaží se zkrátit, ale tomu může zabránit například fixace nebo protichůdná stejně silná snaha o jeho protažení, takže se délka nemění. Zatímco u izokinetické svalové kontrakce se vzdálenost začátku a úponu svalu mění a po celou dobu probíhá pohyb, napětí se ale nezvyšuje. Izokinetická kontrakce je dvojí: koncentrická a excentrická (Dylevský, & Ježek, 2000; Máček, & Radvanský, 2011).

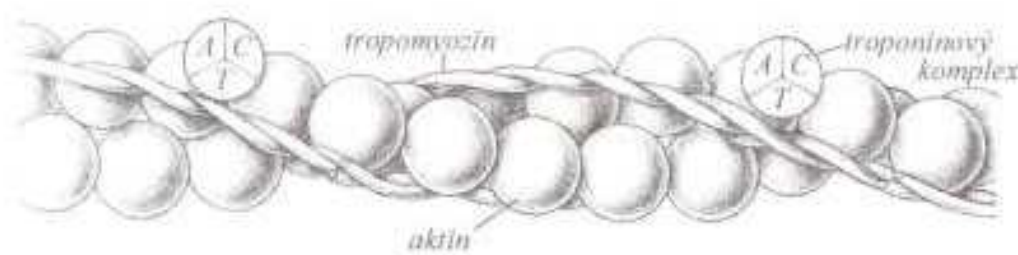
Koncentrická kontrakce je charakteristická zvětšením objemu svalového bříška a skutečným zkrácením svalu – nastává pohyb se svalem spojených kostí. Zevní odpor je tudíž menší než vyvinutá svalová síla. Při tomto typu zkrácení vykonává sval pozitivní práci a svalová síla působí ve směru jako pohybující se segment. Výsledkem je pohyb prováděný stálou rychlostí, ale také akcelerace pohybu. Kosterní sval lze zkrátit o 30 – 50% jeho klidové délky, některý však až o 70%. Tento typ kontrakce působí směrem vzhůru proti gravitaci. Síla, kterou sval vyvine při koncentrické kontrakci je vždy menší než maximální izometrická síla. Protipólem předchozího typu kontrakce je excentrická kontrakce svalu. Při ní se délka svalu naopak prodlužuje, svalové úpony se od sebe vzdalují. Výsledkem je převážně pohyb decelerační. Působí zde větší zevní odpor, proto se sval prodlužuje. Více o excentrické svalové kontrakci viz kap.3.6 (Dylevský, & Ježek, 2000; Máček, & Radvanský, 2011; Bernaciková, Kalichová, Beránková, 2010; Hamill, & Knutzen, 2009).

2.5 Molekulární podstata svalové kontrakce

Podstatou svalové kontrakce je vzájemná, kalcium řízená interakce mezi aktinovými a myozinovými filamenty, jež vede k vzájemnému posunu myozinových filament po aktinových filamentech a tím ke kontrakci svalu. Myozinová molekula je složená ze šesti polypeptidových řetězců, dvou těžkých a čtyř lehkých. Těžké řetězce vytvářejí na jedné straně šroubovici, na straně druhé tzv. hlavy myozinu. Lehké řetězce

se poté připojují ke každé hlavě po dvou a vytvářejí tak finální strukturu molekuly. Myozinové hlavy jsou přes tzv. krček myozinu ohnuté a mohou tak být ve styku se sousedními aktinovými filamenti. Aktinové filamentum je struktura, kterou tvoří tři komponenty: aktin, tropomyozin a troponin. Hlavní částí aktinového filamenta je dvojitá šroubovice zvaná F-aktin. Každá ze šroubovic je tvořena molekulami globulárního G-aktinu, které reagují s hlavami myozinu (Kittnar, et al., 2011).

Na aktinové filamentum jsou vázány molekuly tropomyozinu s molekulami troponinu. Tyto molekuly obalují dvoušroubovici F-aktinu a v klidovém stavu zamezují vytvoření aktino-myozinového komplexu (můstku). Troponin se skládá ze tří podjednotek, z nichž každá hraje specifickou roli v řízení aktivace aktino-myozinového komplexu. Troponin I má silnou afinitu k aktinu, troponin C pro kalciové ionty a troponin T je místo, kde se troponin váže k tropomyozinu (Kittnar, et al., 2011).



Obrázek 2. Aktinové vlákno tvořené aktinem a tropomyozinem (Rokyta, 2008).

Motoneuron, po předchozím signálu z vyšších center řízení, spustí uvolnění mediátoru – acetylcholinu z nervosvalové ploténky. Acetylcholin se naváže na receptor v membráně a spustí tak otevření kanálů pro sodíkové ionty. Tím je vyvolán akční potenciál svalové buňky. Akční potenciál se šíří po sarkolemě a skrz transverzální tubuly k sarkoplazmatickému retikulu. Na příchodí depolarizační stimul membrány se vyplaví ionty Ca^{2+} ze sarkoplazmatického retikula a z extracelulárního prostoru a koncentrace vápníku se v sarkoplazmě rychle zvyšuje. Vazba iontu Ca^{2+} na troponin C vede ke konformační změně, následkem čehož je molekula tropomyozinu vtažena hlouběji do zářezů dvoušroubovice aktinového filamenta. Tím je umožněn vznik aktino-myozinového můstku. Výsledkem vzniklé vazby je umožněno posunutí aktinu a myozinu. Energie pro tuto změnu je v myozinu uskladněna z předešlé hydrolyzy ATP.

Z aktino-myozinového komplexu se poté uvolní ADP, které spojení stabilizuje. K rozpojení vazby filament a k oddálení hlavy myozinu od aktinu (relaxaci svalu) dochází až po opětovném navázání molekuly ATP na hlavu myozinu (Kittnar, et al., 2011; Kenney, Wilmore, & Costill, 2012; Bernaciková, Kalichová, Beránková, 2010).

2.6 Excentrická svalová kontrakce

Při excentrické svalové kontrakci není kosterní sval schopen se sám od sebe protáhnout. Příčinou protažení svalu je vždy jiný sval – antagonist, tíhová síla nebo působení vnější síly. Vnější energie, způsobující protažení elastických elementů svalu, je ve svalech ukládána formou deformační energie, která může být zužitkována při následném zkrácení svalu. V první fázi protahování svalu je zátěž mírně větší, než maximální izometrická síla, změny délky v sarkomerách a rychlost protahování jsou malé. Pokud je zátěž o 50% větší než izometrické maximum, sval se prodlužuje velkou rychlostí (Bernaciková, Kalichová, Beránková, 2010; Hamill, & Knutzen, 2009).

Z kineziologického pohledu lze excentrickou kontrakci charakterizovat jako brzdný pohyb ve směru působení gravitace, kde klíčovou roli pro hladký průběh pohybů hraje souhra mezi antagonistickými skupinami svalů. Z neurofyziologického pohledu je mohutnost propioceptivní aferentace z příslušných svalů během excentrické kontrakce vyšší než u kontrakce koncentrické, a to z důvodu nadprahového podráždění jak svalového vřetenka (sval se prodlouží), tak Golgiho šlachového tělíska (sval vyvíjí tenzi, tím stoupá napětí na rozhraní svalové a šlachové části). Při koncentrické kontrakci není udržována zvýšená aferentace z obou typů receptorů po celou dobu kontrakce. Mohutnější aferentace vede ke snížení prahu dráždivosti alfa motoneuronů. Některé studie proto uvádějí excentrickou kontrakci jako kontrakci s nejmohutnějším nábořem motorických jednotek (Havlíčková, 1999).

Byla prokázána menší energetická náročnost excentrické kontrakce, a tím i vyšší účinnost proti koncentrické kontrakci. Vysvětlení spočívá ve větší roli vazivové složky svalu. Při protažení svalu se akumuluje energie do elastických struktur. Silová a pracovní schopnost excentrické kontrakce je proto uváděna jako větší v porovnání s koncentrickou (Havlíčková, 1999).

2.7 Únava

Termín únava vyjadřuje jednak vlastní subjektivní pocity a zkušenosti jedince, ale také objektivní změny registrované při intenzivní tělesné zátěži a po tělesné zátěži. Únava souvisí nejen s tělesnou zátěží, ale i s psychosenzorickými a mentálními aktivitami (Máček, & Radvanský, 2011; Scherrer, 1995).

Definice únavy se liší podle různých autorů. Williams, & Ratel (2013) tyto definice sjednotili a vytkli tři základní body charakterizující únavu:

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

První bod odkazuje na pokles síly a celkového výkonu biologických systémů, který se obvykle projeví na svalové výkonnosti. Druhý bod odlišuje únavu od zranění či nemoci, kdy může být svalový výkon po určitou dobu signifikantně oslaben. Poslední bod je důležité brát v potaz, protože stanovuje pokles výkonu, často pozorovaného během maximálního úsilí a srovnává ho s únavou, která může být progresivně pociťována během déletrvajících sportovního výkonu (Williams, & Ratel, 2013).

Je důležité definovat všechny proměnné, neboť bez shody na definicích se pozorování a měření únavy stává příliš složitým. Tyto obtíže mohou být částečně vysvětleny tím, že únava zaměstnává vícero mechanismů, které pracují na mnoha etážích motorického řízení – od CNS až po samotná svalová vlákna (Westerblad et al., 1991; Fitts, 1994; Enoka, 1995).

Únava je doprovodným jevem svalové práce, se kterým se každý prakticky denně setkává. Ke svalové únavě vede dlouhodobá a intenzivní svalová kontrakce. Ve své podstatě je únava obranným mechanismem, jež zabraňuje úplnému vyčerpání, případně poškození svalové tkáně. Svalovou únavu zmenšuje a oddaluje dráždění sympatiku, což má fyziologický význam hlavně v krizových situacích, jako je útěk. V současné době však bývá tento fakt zneužíván v podobě dopingu, který může mít fatální následky na lidský organismus (Kittnar, et al., 2011; Máček, & Radvanský, 2011).

2.7.1 Vznik a průběh únavy

Vysvětlení příčin a mechanismů únavy je hned několik. Jednou z nich je hypotéza, hledající vznik únavy v poruchách řízení a kontroly pohybu. Mimo to se mohou projevit i poruchy ve vlastním kontraktilním aparátu svalové kontrakce. Jiná teorie připisuje vznik únavy poruchám v zapojování mechanických elementů svalové kontrakce – vláknům aktinu a myozinu. Podle novějších výzkumů se však ukazuje, že nástup únavy není při běžných statických ani dynamických činnostech vázán na nervové řízení. V současné době dávají výzkumy přednost spíše hypotézám o vzniku únavy na základě vyčerpání energetických zdrojů. Jedná se o deficit energetických zásob nutných k provedení svalové kontrakce, dále deficit látek potřebných ke spalování, to znamená kyslíku, který je dodáván krevní cestou a v neposlední řadě snížení kapacity svalu tyto potřebné látky využít. Vedle metabolických a oběhových příčin únavy se v poslední době diskutují také nové hypotézy vysvětlující stavy jako centrální únavu. (Máček, & Radvanský, 2011).

Kauzalitu únavy lze tedy hledat podle převládajících faktorů a změn, odehrávajících se buď na úrovni centrálního nervového systému, nebo na úrovni nervosvalové ploténky či samotného svalového vlákna. Podle těchto faktorů se úrava primárně dělí na centrální a periferní. Oba modely představují újmu ve schopnosti svalů generovat sílu nebo svalovou práci (Shei, & Mickleborough, 2013; Kenney, Wilmore, & Costill, 2012; Williams & Ratel, 2013).

2.7.2 Centrální únava

Jedná se o formu únavy, která ovlivňuje či přímo vyvolává některé stavy či funkce CNS, jako je vnímání svalového úsilí, pociťování bolesti, náladu i celkový diskomfort jedince. Za vznikem centrální únavy stojí vzestup koncentrace serotoninu a dopaminu v CNS, zejména v oblasti thalamu. V průběhu zátěže se objevují pocity nevěle, ospalosti, pokles kontraktilních sil svalových vláken. Současně se objevuje i zvyšování tělesné teploty jádra, což lze chápat jako prevenci potencionálního poškození organismu (Máček & Radvanský, 2011).

Vznik nebo prohloubení únavy je ovlivněno také mnoha dalšími faktory především z vnějších podmínek, jako je horko, překročení časových pásem, nedostatek spánku, porucha cirkadiálních rytmů aj. (Máček & Radvanský, 2011).

Shei & Mickleborough, 2013 odvozují centrální únavu z faktorů jako je motivace, přenos informací centrálního nervového systému a náboru motorických jednotek. Podle autorů model centrální únavy naznačuje, že pokles svalového napětí nebo produkce síly jsou výsledkem sníženého motorického řízení. Nicméně tato teorie není ještě zcela prokázána a je třeba dalších výzkumů k objasnění původu sníženého nervového řízení. Některé navrhované mechanismy zahrnují: reakci na aferentní informace z periferních orgánů, jako jsou pracující svalové skupiny, dále inhibiční reflexy a signály z prefrontální kůry.

2.7.3 Periferní únavu

Prvotní příčinou únavy je svalová činnost definovaná jako pokles výkonnosti a neschopnost pokračovat v další aktivitě. Příznaky mizí po ukončení zátěže a během zotavení. Dle Scherrera (1995) mohou únavu vyvolávat tři druhy svalové činnosti, celková a lokální dynamická práce a statická odporová práce.

2.7.3.1 Únavu při lokální dynamické práci

Dynamická lokální práce dosáhne po určitém čase práh vyčerpání, který značí hranici schopnosti jedince podávat nejvyšší výkon. Nad tento práh již nelze výkon dále zvyšovat. Po dosažení práhu vyčerpání se začínají projevovat změny fyziologických funkcí. Povrchová elektromyografie provedená u aktivního svalu snímá sumu akčních potenciálů šířících se po svalových vláknech. Záznam se v průběhu lokální práce mění. Při velmi intenzivní práci až na práh vyčerpání se objevuje tendence ke zvyšování amplitudy a snížení frekvenčního spektra. Z mechanického hlediska dochází v průběhu intenzivní lokální dynamické práce ke snižování maximální síly svalu. Na začátku silového výkonu je jedinec schopen vyvinout sílu, kterou je schopen udržet na stejné úrovni po dobu několika sekund (cca 5 s). Na konci vyšetření však schopen udržet stejnou intenzitu pouze na 1 až 2 s. Pokud se při méně intenzivní lokální dynamické

práci nedosáhne prahu vyčerpání při jejím krátkém trvání, jsou známky únavy, ať mechanické či elektrické, méně výrazné. Intenzivní lokální dynamická práce vyvolává rychle nepříjemné subjektivní pocity. Převládá zejména pocit únavy aktivní svalové skupiny a jejích úponů. Svalová práce v podstatě přestává být bolestivá až po dosažení prahu vyčerpání (Scherrer, 1995).

2.7.3.2 Únava při celkové dynamické práci

U celkové dynamické práce je třeba definovat pojem kritický výkon, jenž vzniká při určitém stupni intenzity svalové práce. Ten reprezentuje maximální intenzitu svalové činnosti, kterou může jedinec delší dobu produkovat, aniž by vyčerpal své energetické rezervy. Tato činnost může trvat až několik desítek minut. Kritický výkon sebou přináší určitý stupeň únavy. Pokud dochází ke zvyšování intenzity, únava se kumuluje a jedinec musí práci přerušit. Podobně je možno definovat únavu při statické práci nebo při práci proti odporu (Máček & Radvanský, 2011; Scherrer, 1995).

2.7.3.3 Únava na úrovni svalového vlákna

Neschopnost pokračovat dále v podávaném výkonu lze definovat jako práh vyčerpání. Při dynamické práci zaznamenáváme pokles výkonu, při statické práci pokles síly. I při značné intenzitě únavy a vyčerpání zůstává část svalových vláken schopná kontrakce. Nejdříve jsou vyřazena pro vyčerpání rychlá vlákna. Pomalá červená vlákna, která jsou odolnější vůči únavě, jsou dále z části schopna provádět pomalé kontrakce. Pokud je příčina vyčerpání na úrovni řídicího systému (nervového), nezáleží už na typu svalových vláken (Scherrer, 1995).

2.7.4 Mechanismus svalové únavy na buněčné úrovni

Dle Havlíčkové (2003) je bezprostřední příčinou únavy snížení možnosti resyntézy makroergních fosfátů. V organismu dochází k narušení homeostázy. K metabolickým příčinám únavy patří zejména:

- kritický pokles energetických rezerv
- kumulace kyselých metabolitů

Na základě těchto procesů dochází v těle k funkčním změnám fyzikálně chemické povahy, jakými jsou např. pokles pH, zvyšování osmotického tlaku, viskozity, zvyšování teploty, stoupaní parciálního tlaku oxidu uhličitého a pokles parciálního tlaku kyslíku. Tyto změny vedou k poruchám funkce regulačních systémů v organismu. Omezení přísunu kyslíku naruší hlavně funkci nervové soustavy. Dochází k nerovnováze excitačně inhibičních dějů v CNS, které se projeví změnou vedení akčních potenciálů motoneuronů ovlivňujících práci motorických jednotek. Nejdříve je manifestována porucha svalové koordinace, později se dostavují mírné záškuby svalů až křeče (Havlíčková, 2003).

Podle intenzity a délky zatížení využívá organismus různé způsoby energetického krytí. Se vzrůstající intenzitou zatížení roste i spotřeba energie v pracujících svalech. Pokud dojde k vyčerpání energetických zásob ATP, je potřeba jej resyntézovat z jiných energetických zdrojů. Aerobní krytí probíhá za dostatečného přísunu kyslíku pracujícím svalům a zdrojem energie pro oxidační tvorbu ATP je glykogen a mastné kyseliny. Glykogen je zásobní forma sacharidů ve svalech. Je-li zapotřebí energie, enzym fosforyláza katalizuje postupné odstranění glykosylových zbytků z molekuly glykogenu. Výsledkem je vznik 39 molekul ATP. Podmínkou aerobní glykolýzy je zatížení střední až mírné intenzity. Únava při tomto typu energetického krytí vzniká postupně a pomalu. Během intenzivního zatížení submaximální až maximální intenzity dojde k překročení aerobního prahu. Velká část spotřebované energie je pak produkována anaerobním metabolismem bez přístupu kyslíku. Anaerobní krytí v sobě zahrnuje mimo jiné tvorbu vedlejších produktů odpadního metabolismu, zejména laktátu, který způsobuje postupný pokles pH. Při anaerobní glykolýze dochází k většímu uplatnění glykogenu jako zdroje energie. Tento způsob tvorby energie vyprodukuje

z glykosylových zbytků pouze tři molekuly ATP. Při anaerobním způsobu práce dochází k rychlejšímu vyčerpání zásob glykogenu, tudíž i únava vzniká rychleji (Westerblad & Allen, 2013; Havlíčková, 2003).

Velké množství energie vzniká také anaerobním štěpením kreatinfosfátu, jako dalšího zdroje energie ve svalu. Koncentrace kreatinfosfátu ve svalu v porovnání s ATP je čtyři až šestkrát vyšší. Dokud nedojde v organismu k jeho vyčerpání, slouží jako zásobní zdroj energie pro rychlé doplnění ATP. Štěpením kreatinfosfátu je primárně zajištěna energie pro krátkodobé činnosti s velkou intenzitou (svalová vlákna typu II – rychlá, obsahují vyšší koncentraci kreatinfosfátu, než vlákna typu I – pomalá). Fosfagenový systém se aktivuje při započetí všech činností bez ohledu na intenzitu (Westerblad & Allen, 2013; Zahradník & Korvas, 2012).

2.7.5 Únava a věk

S věkem dochází ke snižování tělesné výkonnosti, která jde ruku v ruce s rychlejším nástupem únavy. Nejlepší podmínky z morfologického i funkčního hlediska mají osoby ve věku 20 až 25 let. Síla svalové kontrakce je nejvyšší ve 25 letech. Z hlediska pohlaví nacházíme u žen maximální svalovou sílu o 30% nižší než u mužů stejného věku (Scherrer, 1995).

2.7.6 Únava ve fotbale

Únava během fotbalového utkání ovlivňuje u hráče nejen jeho fyzický výkon ale i technické provedení, a to zejména v druhém poločase hry a ke konci hry. Právě tohle je v mnoha případech čas, kdy soupeř využije snížené výkonnosti protihráčů a vyhraje zápas. Z tohoto důvodu je u hráčů důležitým cílem fyzické kondice odolat únavě co nejdéle a udržet si schopnost vysoké intenzity běhu až do konce utkání. Nejcitlivějším indikátorem únavy během zápasu se zdá být naměření uběhlé vzdálenosti v porovnání s intenzitou (rychlostí) běhu. Tento faktor pak odlišuje hráče špičkové třídy od hráčů nižší ligy (Mohr et al, 2003).

2.8 Regenerace

Pojem regenerace (zotavení) lze označit jako biologický proces, který vyrovnává a obnovuje přechodný pokles funkčních schopností jednotlivých orgánů nebo celého organismu. Regenerace se často užívá také ve smyslu urychlení zotavovacích procesů. Dochází k postupnému nahrazování vyčerpaných energetických zásob a k obnově opotřebovaných či odumřelých tkáňových buněk. V organismu regenerují tedy nejen kosterní svaly, ale i vnitřní orgány, pokud jsou přetěžovány. Smyslem regenerace je opětovné navození tělesné homeostázy (Klescht, 2008; Havlíčková, 2003; Pavlová et al, 1998; Jirka, 1990).

Regenerace sil zahrnuje prostředky vedoucí k obnově tělesné i duševní kondice. K zotavení organismu volíme formu pasivního či aktivního odpočinku. Nejběžnější formou pasivního odpočinku je pasivní relaxace – spánek. Velmi častou metodou volby regenerace jsou v současnosti také prostředky fyzikální terapie, a to masáž, vodoléčebné procedury nebo vhodně zvolený druh elektroterapie. Pokud do procesu regenerace zahrneme pohybovou aktivitu, jedná se o aktivní odpočinek. Podstata aktivní regenerace spočívá v udržení zvýšeného průtoku krve v zatěžovaných oblastech, která vede k rychlejšímu odplavování zplodin metabolismu z pracujícího svalu (Havlíčková, 2003; Stackeová, 2004; Pyšný, 1997).

Zotavení organismu z pomalu vznikající únavy aerobního typu trvá déle než regenerace z anaerobní únavy. U tohoto typu regenerace by měla převládat pasivní forma odpočinku. Resyntéza svalového glykogenu se udává dva dny, u jaterního glykogenu ještě o den více. V tomto období je dobré zahrnout stravu s vyšším obsahem sacharidů (vysoce glycidová dieta). Regenerace sil z anaerobního typu únavy je charakterizováno rychlou resyntézou zdrojů energie – fosfagenu, svalového i jaterního glykogenu, bez vyšších glycidových nároků na potravu. Hlavním zdrojem resyntézy je laktát, jehož hladina je ukazatelem počínající superkompenzace kreatinfosfátu a svalového glykogenu. Vhodnější je v tomto období zvolit aktivní formu odpočinku, která způsobuje rychlejší odbourávání laktátu z organismu. Orientační doba pro obnovu energetických zdrojů se liší. U fosfagenu se udává doba obnovy kolem 3 hodin, u svalového glykogenu je doba obnovy 10 – 46 hodin. Laktát je odstraněn při aktivním

odpočinku do 30 – 60 minut, u pasivní regenerace do 1 – 2 hodin (Lukešová, 2008; Havlíčková, 2003).

2.9 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie, označovaná z anglického názvu také jako surface (poly) elektromyography (SEMG), je přístrojová elektronická technologie vytvářející záznam a analýzu elektrických potenciálů kosterních svalů během konkrétního pohybu. Prioritou povrchové elektromyografie je funkční analýza, díky níž je možno objektivizovat pohyb jako funkci a jeho změny za fyziologických či patologických okolností. Lze ji aplikovat jako nástroj výzkumu v experimentální kineziologii, ale také jako prostředek k racionalizaci terapeutické empirie v klinické rehabilitaci a jako forma „biofeedback“ terapie (Rodová, Mayer, & Janura, 2001; Krobot & Kolářová, 2011).

Povrchová elektromyografie, jak naznačuje celý název, je metoda neinvazivní. Její předností je poměrně snadné snímání bioelektrických signálů z většího množství svalové tkáně a umožňuje též měřit více svalů současně v průběhu pohybu. Obvykle bývá vícekanálová, hovoříme tedy o povrchové polyelektromografii. V současnosti bývá svalová aktivita nejčastěji snímána bipolárně pomocí dvou elektrod umístěných paralelně v průběhu svalových vláken (Rodová, Mayer, & Janura, 2001; Krobot & Kolářová, 2011).

Podstatou bipolárního snímání je snímání akčních potenciálů motorických jednotek svalu (transmembránový proud na úrovni sarkolemy) párem elektrod. Obě elektrody snímají v daném okamžiku různé elektrické potenciály vzhledem k referenční (zemní) elektrodě. Výsledkem je bipolární signál, který je následně zesílen v diferenciálním zesilovači, představující potenciálový rozdíl snímáný oběma elektrodami v daném okamžiku. Obvykle má podobu vyjádřenou interferenčním vzorcem, který vzniká překrytím sumačních potenciálů většího počtu motorických jednotek (Rodová, Mayer, & Janura, 2001; Krobot & Kolářová, 2011).

2.9.1 Limity elektromyografického měření

Studie zabývající se hodnocením pohybu narážejí na problém inter a intraindividuální variability lidského pohybu. Neboť každý jedinec je jiný a v průběhu izometrické i dynamické kontrakce se mění v čase počet a typ aktivních motorických jednotek. Teoreticky lze říci, že pokud bychom prováděli stále stejně jeden pohyb, nedocházelo by k identickému náboru motorických jednotek, tedy ani ke stejnému charakteru průběhu MUAP. Každý dílčí pohyb je navíc koordinován souhrou více svalových skupin současně. Komplikace nastávají při snímání SEMG aktivity během dynamických aktivit. Jedná se zejména o změnu polohy elektrod vůči snímané části svalu, roste riziko vzniku pohybových artefaktů. Dále je třeba brát v potaz vyšší pocení v průběhu aktivity, které je příčinou zvýšeného odporu mezi kůží a elektrodami a snižuje stabilitu kontaktu (Krobot & Kolářová, 2011).

2.9.2 Faktory ovlivňující snímaný signál

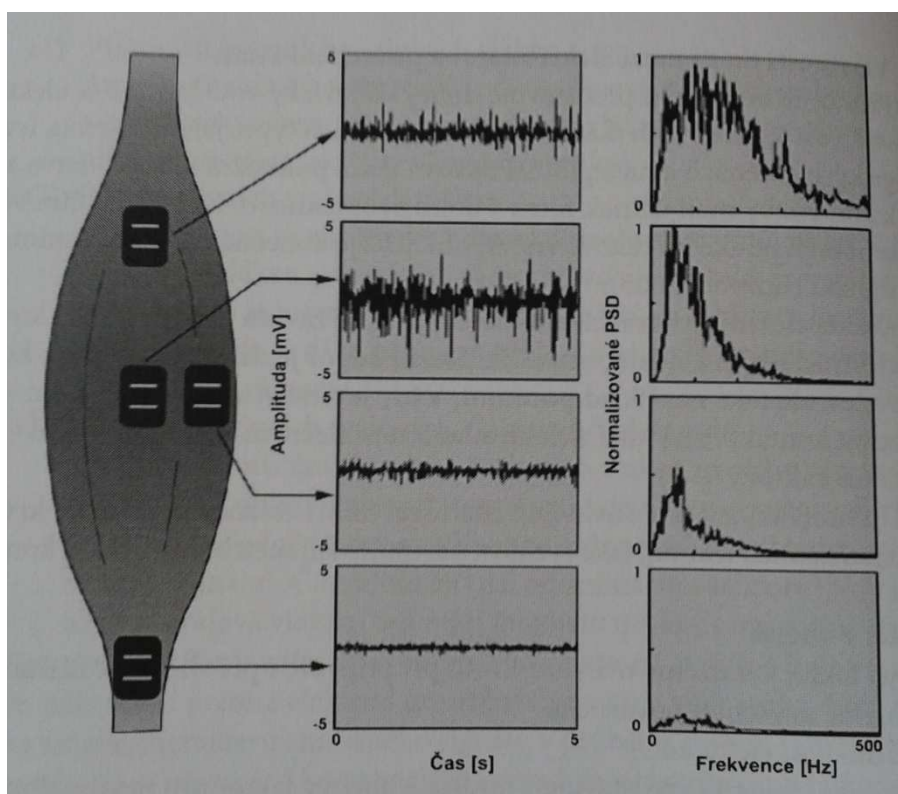
Výsledná hodnota jednotlivých parametrů elektromyografického signálu je ovlivněn řadou vnitřních i vnějších faktorů. Vnitřní, fyziologické faktory, vycházející z anatomických, fyziologických a biochemických vlastností svalu, nelze vlastním snímáním ovlivnit. Mezi fyziologické faktory lze řadit zejména počet detekovaných aktivovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken, hloubka a umístění aktivních svalových vláken uvnitř svalu, množství tkáně tkáně mezi elektrodami a aktivními motorickými jednotkami, stabilita náboru. Vnější faktory jsou ovlivnitelné, proto je třeba jim věnovat pozornost a maximalizovat tak kvalitu výsledného signálu (Rodová, Mayer, & Janura, 2001; Krobot & Kolářová, 2011).

Faktory vnější:

a) Umístění elektrod

Umístění elektrod je stěžejní faktor pro maximalizaci kvality výsledného signálu. Preferované umístění u bipolárního snímání je na povrchu středu svalového břicha paralelně s průběhem svalových vláken, s detekčním povrchem orientovaným kolmo k průběhu svalových vláken. Důležité je eliminovat umístění elektrod k okraji svalu pro

zamezení snímání svalové aktivity sousedních svalů, dále na šlachu, která není elektricky aktivní a také na inervační zónu, kde by byla teoreticky výsledná amplituda rovna nule.



Obrázek 3. Změna amplitudy a frekvenčního spektra SEMG signálu v závislosti na umístění elektrod (Krobot, & Kolářová, 2011, 22).

b) Vzdálenost a velikost elektrod

Při bipolárním snímání může vzdálenost elektrod ovlivnit hodnoty snímaného signálu. Abychom minimalizovali riziko cross talk (snímání elektrické aktivity svalů v okolí), měla by být vzdálenost obou elektrod co nejmenší. Dle De Luca (1997) je vždy preferována vzdálenost 10 mm. Při opakovaném měření je nutné dodržet konstantní vzdálenost a stejnou lokalizaci elektrod na sval.

c) Kontakt mezi elektrodami a kůží

Před aplikací elektrod na povrch svalu je nezbytné dané místo řádně očistit a osušit, aby se snížila impedance a zlepšil se kontakt mezi elektrodami a kůží.

d) Externí šum

Externí šumy vzniknou, pokud je narušeno elektromagnetické pole v okolí snímaného objektu. Nejčastěji se jedná o elektronické komunikační systémy. Externí šumy však mohou být způsobeny i pohybovými artefakty, zejména při měření dynamické pohybové aktivity. Lze je však snadno eliminovat či minimalizovat pomocí fixace diferenciálního předzesilovače (Konrad, 2005; Krobot & Kolářová, 2011).

2.9.3 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu

Abychom získali kvalitní EMG záznam pro další zpracování, musíme provést frekvenční filtraci již zesíleného EMG signálu. Na surový EMG signál aplikujeme tzv. high pass filtry a low pass filtry pro odstranění případných pohybových artefaktů v signálu, které způsobí např. nechtěný pohyb kabelů u „neaktivních elektrod“, kde zesilovač není umístěn přímo za elektrodou. Získaný signál svalů snímaných povrchovou elektromyografií se obvykle pohybuje v rozmezí 50 – 150 Hz (De Luca, 1997; Rodová, Mayer, & Janura, 2001; Krobot & Kolářová, 2011).

Následujícím krokem je usměrnění EMG signálu neboli rektifikace. Rektifikace je matematická úprava EMG signálu tak, že signál kolísající nad a pod bazální linií je převeden do absolutních hodnot (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

Jiný možný způsob úpravy EMG signálu je normalizace, kterou využíváme především při dynamických svalových činnostech. Vybrané parametry EMG kvantifikující signál jsou:

- **Mean** – průměrná hodnota amplitudy
- **Peak** – udává vrchol dané křivky
- **RMS** (Root Mean Square) – efektivní hodnota signálu
- **Input** – hodnota uváděná v procentech. Průměrné hodnoty amplitudy (mean) ze všech analyzovaných EMG kanálů jsou sečteny. Výsledek je označen jako 100% input a pro každý kanál je pak vypočítáno procentuální zastoupení jako poměrná část k 100% EMG input (Konrad, 2005; Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

2.9.4 Funkční hodnocení svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie

Dle De Luca (1997) patří mezi hlavní využití povrchové elektromyografie svalová únava, velikost svalové aktivity a časové souslednost náboru jednotlivých svalů.

2.9.4.1 Velikost svalové aktivity

Elektromyografický signál umožňuje zjistit aktivitu svalu, tedy zda je sval aktivní či nikoliv. Lze pozorovat kontrakce volní i mimovolní, případně kontrakce vyvolané elektrickou stimulací (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

Velikost svalové aktivity u elektromyografického signálu můžeme určit pomocí kvantifikace amplitudy signálu. Pouze na základě velikosti signálu nelze přesně určit, zda je měřený sval silnější ve srovnání s ostatními svaly či zda je jeho podíl na určité činnosti efektivnější, pokud vykazuje vyšší amplitudu (De Luca, 1997).

Při komparaci elektromyografického signálu se silou se nejedná o lineární vztah. Velikost výsledné síly ovlivňuje celá řada faktorů, jako je typ svalové kontrakce a její rychlost, výchozí délka svalových vláken související s polohou segmentu a míra unavitelnosti svalu. Dle De Luca (1997) je pro určení kvantitativního vztahu mezi elektromyografickým signálem a silou nejvhodnější izometrická kontrakce z důvodu zachování konstantní produkované síly. Nemění se délka svalu ani poloha elektrod.

Duchateau, & Enoka (2008) uvádí při submaximální svalové aktivitě amplitudu EMG vyšší při koncentrické kontrakci ve srovnání s excentrickou. K excentrické kontrakci je potřeba aktivita menšího množství motorických jednotek a nižší frekvence jejich pálení v porovnání s kontrakcí koncentrickou.

2.9.4.2 Únava svalu z pohledu povrchové elektromyografie

Svalová únava je klinicky definována jako pocit slabosti, svalové bolesti nebo pokles výkonnosti. Objevuje se obvykle během déletrvajících či opakovaných svalových

kontrakce, jestliže svalová tkáň již není schopna metabolicky zásobit kontraktilní elementy z důvodu ischemie nebo lokálního vyčerpání některého metabolického substrátu. Příčinou svalové únavy je zejména vyčerpání kreatinfosfátu a rezerv ATP a hromadění katabolitů ovlivňujících pH a tím i účinnost enzymů. Typickým znakem pro únavu svalu je spektrální změna elektromyografického signálu. Ta se projeví zvýšenou amplitudou a posunem frekvenčního spektra k nižším frekvencím (Kallenberg, et al., 2007). Posun frekvenčního spektra je podmíněn především změnou tvaru MUAP (sumační akční potenciál motorické jednotky) a rychlosti pálení motorické jednotky. Jedná se o kompenzační mechanismus, který má zamezit poklesu svalové síly (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

De Luca (1997) preferuje z frekvenčního spektra k hodnocení únavy svalu medián frekvence, jelikož je méně ovlivnitelný šumem a citlivější na biochemické a fyziologické změny.

„Vysvětlení spektrálních změn během únavy spočívá ve změně tvaru MUAP. V průběhu kontrakce dochází k prodloužení trvání akčního potenciálu v souvislosti se snížením rychlosti některých nebo všech akčních potenciálů, zapříčiněným poklesem pH intersticiální tekutiny (nahromadění kyseliny mléčné v prostředí membrány). Pomalejší motorické jednotky s delším trváním MUAP zůstávají aktivní v kontrakci déle než rychlé motorické jednotky“ (Rodová, Mayer, & Janura, 2001, 176).

Vztah mezi únavou a změnou amplitudy elektromyografického signálu bývá vztahován k úrovni cvičení. Vzhledem k únavě lze úroveň cvičení rozlišit na intenzivní a submaximální. Během intenzivního cvičení je zdůrazňován pokles síly i amplitudy v důsledku akumulace K^+ iontů v intersticiu. U cvičení na úrovni submaximální je elektrolytická rovnováha méně porušena a pokles síly je připisován faktorům souvisejícím s uvolňováním Ca^{2+} iontu a následnou vazbou na troponin C. Během prolongovaného cvičení dochází k postupnému zvyšování velikosti amplitudy elektromyografického signálu paralelně s únavou (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

Vznik únavy je také podmíněn akutním zraněním či chronickými poruchami pohybového aparátu (Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

2.10 Izokinetická dynamometrie

Termín izokinetika je definován jako dynamická svalová kontrakce, kdy rychlost pohybu je konstantní a je řízená a udržovaná pomocí speciálního dynamometru. Pohyb je vykonáván proti kontrolovanému, neměnnému odporu a je roven předem definovanému otáčivému momentu síly v celém rozsahu pohybu (Baltzopoulos, & Brodie, 1989; Baltzopoulos, 2008).

Od zavedení konceptu v roce 1960 se izokinetická dynamometrie stala akceptovaným a využívaným způsobem měření funkce svalů a výkonnostním testem pro posouzení svalového výkonu. Použitelnost této metody v klinické praxi pochází do značné míry z kvalitní reprodukovatelnosti získaných výsledků (Brown, 2000; Lehnert a kol., 2012; Dirnberger, Kösters, & Müller, 2012).

Izokinetická dynamometrie je považována za objektivní a spolehlivý diagnostický nástroj, jejíž předností je především vysoká reliabilita, standardizace a možnost identifikovat úroveň svalové síly v celém rozsahu pohybu a určit tak polohu pohybového segmentu, ve které je dosaženo nejvyšších a nejnižších hodnot maximálního momentu síly. (Baltzopoulos & Brodie, 1989; Dvir, 2004).

Izokinetická dynamometrie byla založena jako prioritní technika kvantifikace svalové síly. Umožňuje stanovit momenty sil při pohybu v kloubu za statických i dynamických podmínek, před a po specifické cvičební jednotce či zhodnotit efekt rehabilitačního cvičení po konkrétním zranění. Z těchto důvodů jsou izokinetické dynamometry užitečná a jedinečná zařízení, která dávají možnost posoudit dynamickou funkci svalů a kloubů ve specifických úhlových rychlostech. Limitujícím faktorem izokinetického testování je fakt, že tento typ svalové kontrakce se v běžném denním životě ani ve sportu nevyskytuje (Lehnert, Urban, Procházka, Psota, 2011; Lehnert a kol., 2012; Baltzopoulos, King, Gleeson, & De Ste Croix, 2012).

Izokinetické testování flexorů a extenzorů kolenního kloubu v koncentrickém i excentrickém režimu svalové kontrakce je tématem velké části odborných studií. Většina autorů hodnotí poměr maximálních momentů sil flexorů a extenzorů kolenního kloubu – poměr Hamstringy/Quadriceps (H/Q). Konvenční H/Q poměr, tedy poměr síly hamstringů a quadricepsu při koncentrické kontrakci, je spolehlivým ukazatelem posouzení připravenosti ke sportovnímu výkonu (Golik-Peric, Drapsin, Obradovic

& Drid, 2011; Lehnert a kol., 2012; Camarda & Denadai, 2012). Dále může poukázat na případné riziko zranění intraartikulárních struktur kolenního kloubu z nedostatečné funkce dynamických stabilizátorů. Hamstringy jsou přímým agonistou předního křížového vazy (LCA) a jejich sníženou funkcí se zvyšuje riziko poranění (Dauty et al., 2003; Dvir, 2004).



Obrázek 3. Izokinetický dynamometr IsoMed 2000. Retrieved 10.1. 2014 from the World Wide Web: <http://www.tvf.org.tr/icerik/88/>.

2.11 Studie zkoumající aktivitu svalů kolenního kloubu při izokinetické kontrakci

Rebai, Zarrouk, Sahli, Tabka, Hug, & Dogui (2012) zkoumali vliv izokinetického cvičení na akutní neuromuskulární únavu extenzorů kolenního kloubu u zápasníků juda. Cílem této studie bylo kvantifikovat maximální volní kontrakci extenzorové skupiny kolenního kloubu při izokinetické svalové kontrakci v úhlových rychlostech 60°/s, 120°/s a 180°/s pomocí poly-EMG a zjistit, zda je svalová únava závislá na rychlosti

pohybu. Výsledky ukázaly nejvýraznější projev únavy při nižší úhlové rychlosti, tedy 60°/s.

Vliv typu kontrakce na svalovou sílu, práci a únavu při maximální izokinetické kontrakci zkoumali ve své studii Baroni, Stocchero, Espírito Santo, Ritzel, & Vaz (2011). Studie se zaměřila na extenzorovou skupinu kolenního kloubu. Izokinetická kontrakce probíhala v režimu koncentrickém i excentrickém. Výzkumu se zúčastnilo celkem 17 mladých atletů, rozdělených do dvou skupin podle typu kontrakce. Z naměřených dat vyplynul výraznější pokles výkonnosti při koncentrickém typu kontrakce. Celková práce byla signifikantně vyšší u excentrického cvičení (19475 J), v porovnání s koncentrickým cvičením (15758 J), zatímco únava se projevila více u koncentrické kontrakce (36%) v porovnání s kontrakcí excentrickou (18%).

Oliveira, Corvino, Goncalvez, Caputo, & Denadai (2012) hodnotili aktivitu vybraných svalů dolní končetiny pomocí poly-EMG v rozdílném nastavení ROM při izokinetické koncentrické i excentrické svalové kontrakci. Výzkumu se zúčastnilo celkem 18 mužů, kterým byla snímána aktivita z následujících svalů: m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Pohyb probíhal v úhlových rychlostech 60°/s a 180°/s. Jednotlivé parametry EMG byly hodnoceny pro 3 různé nastavení ROM: 1) v plném rozsahu pohybu v kloubu (90°), 2) v rozsahu 40 - 80° pro extenzi a 40 – 60 ° pro flexi v KOK, 3) v 10 ° intervalu, kde je produkován maximální moment síly (peak torque). Mezi jednotlivými rozsahy pohybu byly zjištěny převážně stejné výsledky. Nižší variační koeficient byl nalezen při plném rozsahu pohybu, zatímco v 10° intervalu při úhlové rychlosti 180°/s byl variační koeficient nejvyšší bez ohledu na typ kontrakce. Závěr studie udává, že kratší ROM jsou spolehlivějším indikátorem záznamu EMG aktivity svalů a mohou posloužit jako bezpečnější alternativa testování pacientů po prodělaném zranění nebo podstupujících rehabilitaci.

3 CÍL, VÝZKUMNÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

3.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je objektivizovat a posoudit rozdíly v aktivitě vybraných svalů dominantní dolní končetiny při excentrické svalové kontrakci pomocí poly-EMG před a po standardizovaném simulovaném fotbalovém utkání u fotbalistů žákovských kategorií.

3.2 Dílčí cíle

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

S ohledem na stanovené cíle práce jsme definovali následující výzkumné otázky a nulové hypotézy (H_0).

3.3 Hypotézy

H_{01} : Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s.

H_{02} : Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s.

- H₀₃: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s.
- H₀₄: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frekvence před absolvováním standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.
- H₀₅: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frekvence po absolvováním standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.
- H₀₆: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s.
- H₀₇: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s.
- H₀₈: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika vyšetřovaného souboru

Do výzkumu bylo zařazeno 26 probandů. Jednalo se o fotbalisty žákovských kategorií SK Sigma Olomouc ve věku 13 až 15 let.

Před zahájením výzkumu byli hráči seznámeni s průběhem studie, zákonnými zástupci hráčů byl podepsán informovaný souhlas k absolvování vyšetření a následného měření. Současně s informovaným souhlasem obdrželi hráči dotazník zjišťující dominanci DK a podstatné zdravotní komplikace a prodělané úrazy, které by mohly ovlivnit výsledky studie. Do výzkumu byli zapojeni pouze hráči, kteří v době výzkumu neměli žádné zdravotní limity a neprodělali zranění v oblasti dolní končetiny minimálně tři měsíce před zahájením měření.

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.

4.2 Vyšetření

Vyšetření a měření probandů se uskutečnilo v květnu a červnu 2013 a probíhalo v laboratořích a přilehlých budovách na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Před zahájením celého výzkumu absolvovali hráči somatodiagnostické vyšetření. Byl zjišťován věk, výška, váha. Vyšetření vyhodnotilo dominanci dolní končetiny (jako dominantní byla stanovena končetina, kterou proband preferuje pro kop do míče) a vyloučilo úrazy či jiná omezení, které by mohly zkreslit výsledky měření.

U probandů byli vyšetřeny následující svaly s tendencí ke zkrácení: m. rectus femoris, m. iliopsoas, m. tensor fasciae latae, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus (Janda, 2004).

Výsledky těchto měření byly použity jako podklad do jiných prací v rámci celého výzkumného projektu zabývajícího se únavou a rizikem zranění kolenního kloubu a svalů stehna u fotbalistů žákovských kategorií.

4.3 Příprava před měřením

4.3.1 Technické podklady měření

Měření proběhlo za použití izokinetického dynamometru IsoMed 2000 a elektromyografického přístroje NORAXON – MYOSYSTEM 1400A. Signál byl snímán z osmi svodů o frekvenci 1000 Hz. Ke snímání EMG signálu byly použity povrchové elektrody firmy Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem, samolepící, jednorázové, oválného tvaru o průměru 24 mm. Odpor elektromyografického přístroje byl $> 10\text{M}\Omega$.



Obrázek 4. Elektromyografický přístroj NORAXON – MYOSYSTEM 1400A s příslušenstvím. Retrieved 25.1.2014 from the World Wide Web: www.noraxon.com.

4.3.2 Umístění elektrod

Svalová aktivita byla snímána z dominantní dolní končetiny z následujících svalů:

- m. tibialis anterior (TA),
- m. vastus medialis (VM),
- m. vastus lateralis (VL),
- m. rectus femoris (RF),
- m. gastrocnemius medialis (GM),
- m. gastrocnemius lateralis (GL),
- m. semitendinosus (SEMI),
- m. biceps femoris (BF).

Před aplikací elektrod byla kůže v dané lokalitě řádně očištěna vodou a vysušena. Povrchové elektrody byly umístěny na svalová bříška paralelně s průběhem svalových vláken. Vzdálenost mezi elektrodami byla 1 cm. Součástí prvního svodu byla referenční elektroda, umístěná v oblasti tuberositas tibiae.

Pro druhé měření byla obvykle použita nová sada elektrod pro snížení impedance a zlepšení kontaktu elektrody s pokožkou. I přes důkladnou přípravu místa nalepení se některé elektrody odlepovaly z důvodu zvýšené potivosti probanda či v průběhu dynamického pohybové aktivity. Tyto elektrody byly fixovány pomocí tejpovací pásky. Stejně tak byly uchyceny i kabely u diferenciálního předzesilovače pro eliminaci rušivých signálů.

4.4 Postup měření

Po příchodu do laboratoře byly probandovi nalepeny elektrody pro snímání EMG signálu. Každý proband absolvoval před samotným měřením rozcvičení s cílem přípravy na maximální silový výkon. Jako první proběhlo šestiminutového rozehtání svalů dolních končetin na bicyklovém ergometru. Poté následoval stretching testovaných svalových partií. Po dokončení rozcvičení byl proband připojen k EMG přístroji.

Měření probíhalo na přístroji IsoMed 2000 v pozici vsedě, z fixací v oblasti ramen, pánve a stehna testované dolní končetiny. Úhel v kyčelním kloubu byl nastaven na 90°. Osa otáčení dynamometru byla shodná s osou otáčení kolenního kloubu. Rameno páky dynamometru bylo umístěno v distální části bérce 2 cm od malleolus medialis. Nastavení přístroje bylo uloženo do paměti pro opakované měření po zátěžovém protokolu.

Během izokinetické koncentrické a excentrické kontrakce byla hráčům u vybraných svalových skupin snímána svalová aktivita pomocí povrchové polyelektromyografie. Každý hráč absolvoval dvě měření. První měření proběhlo před standardizovaným simulovaným fotbalovým utkáním, pouze po krátké rozcvičce. Druhé měření proběhlo v krátkém časovém intervalu po dokončení standardizovaného simulovaného fotbalového utkání.

Součástí prvního měření byla familiarizace, kde si proband vyzkoušel celý testovací protokol. Současně byla zkontrolována funkčnost EMG přístroje, jednotlivých elektrod a charakter snímaného signálu. V případě chybného záznamu byla provedena kontrola elektrod a uložení kabelů.

Měření bylo provedeno ve dvou režimech svalové kontrakce flexorových a extenzorových svalových skupin, a to v režimu koncentrický/koncentrický a excentrický/excentrický.

Testovací protokol (tabulka 1.) obsahoval tři série po třech opakováních pohybu v každém režimu svalových kontrakcí. Série probíhaly s odlišnou úhlovou rychlostí - 60°/s, 120°/s a 180°/s. Po každém opakování pohybu následoval zotavovací interval v délce 30 ti sekund a po dokončení jedné série v dané úhlové rychlosti následovala pauza 1 minutu.

Tabulka 1. Testovací protokol

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

Vysvětlivky: 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 prvního měření se probandi odebrali k absolvování zátěžového protokolu. Bezprostředně po ukončení zátěžového protokolu se probandi vrátili zpět do laboratoře, kde proběhlo druhé měření stejného charakteru, bez předchozího rozcvičení a familiarizace. Dle potřeby byly probandovi sundány odlepující se elektrody, kůže byla v místě aplikace očištěna vodou, vysušena a byly nalepeny elektrody nové.

4.5 Zátěžový protokol

Zátěžový protokol byl sestaven podle délky hrací doby. Délka hrací doby se u jednotlivých věkových kategorií liší. Hráči kategorie U13, tedy ve věku 13 let, měli sestaven zátěžový protokol simulovaného fotbalového utkání na 2 x 30 minut s poločasovou přestávkou o délce 15 minut. Hráči kategorie U14 a U15 mají hrací dobu jednoho utkání 2 x 35 minut a poločasovou přestávku 15 minut.

Probandi nesměli vykonávat žádné intenzivní cvičení 24 hodin před začátkem testování. Protokol byl ověřen a aplikován na svalovou únavu jako reakci na fotbalové utkání. Byl navržen tak, aby obsahoval vícesměrné a účelné pohyby, úkroky stranou, běh pozadu, časté zrychlení a zpomalení tak, aby se co nejvíce blížil reálnému fotbalovému utkání. Intenzita pohybu a změna činnosti byla udržována pomocí verbálních povelů, které byly nahrány na MP3 přehrávačích a pouštěny probandům do sluchátek. Zátěžový protokol probíhal pod dohledem odborného dozoru.

4.6 Analýza poly-EMG

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 frekvence. 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.

4.7 Statistické zpracování dat

Naměřená data z EMG záznamu byla zpracována v programu Microsoft Excel do tabulek a dále exportována do statistického programu STATISTICA ver. 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 vícečetného porovnání – Scheffeho test a LSD test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na hodnotu $p < 0,05$.

V problematice mnohonásobného porovnání je Scheffeho metoda preferovaným statistickým testem pro svoji obecnost. Současně však vykazuje menší citlivost než některé jiné metody. Z tohoto důvodu jsme použili k vyhodnocení naměřených dat citlivější LSD test, který jsme zvolili za rozhodující test pro potvrzení nebo zamítnutí nulové hypotézy.

5 VÝSLEDKY

5.1 Hypotéza 1

H₀1: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s.

Tabulka 2. Porovnání svalů mezi prvním a druhým měřením, hodnota mean.

č. buňky	pozice	proměnná	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R1 (60)	RF 1 & RF 2	0,993710	0,506037
2	R1 (60)	VM 1 & VM 2	0,999383	0,681966
3	R1 (60)	VL 1 & VL 2	0,994403	0,516560
4	R1 (60)	GM 1 & GM 2	0,910346	0,223157
5	R1 (60)	GL 1 & GL 2	0,999199	0,665512
6	R1 (60)	SEMI 1 & SEMI 2	0,358181	0,020652
7	R1 (60)	BF 1 & BF 2	0,865489	0,175979

Vysvětlivky k tabulce:

R1 – úhlová rychlost 60°/s.

Proměnná 1 - porovnání jednotlivých svalů v prvním měření před zátěžovým protokolem

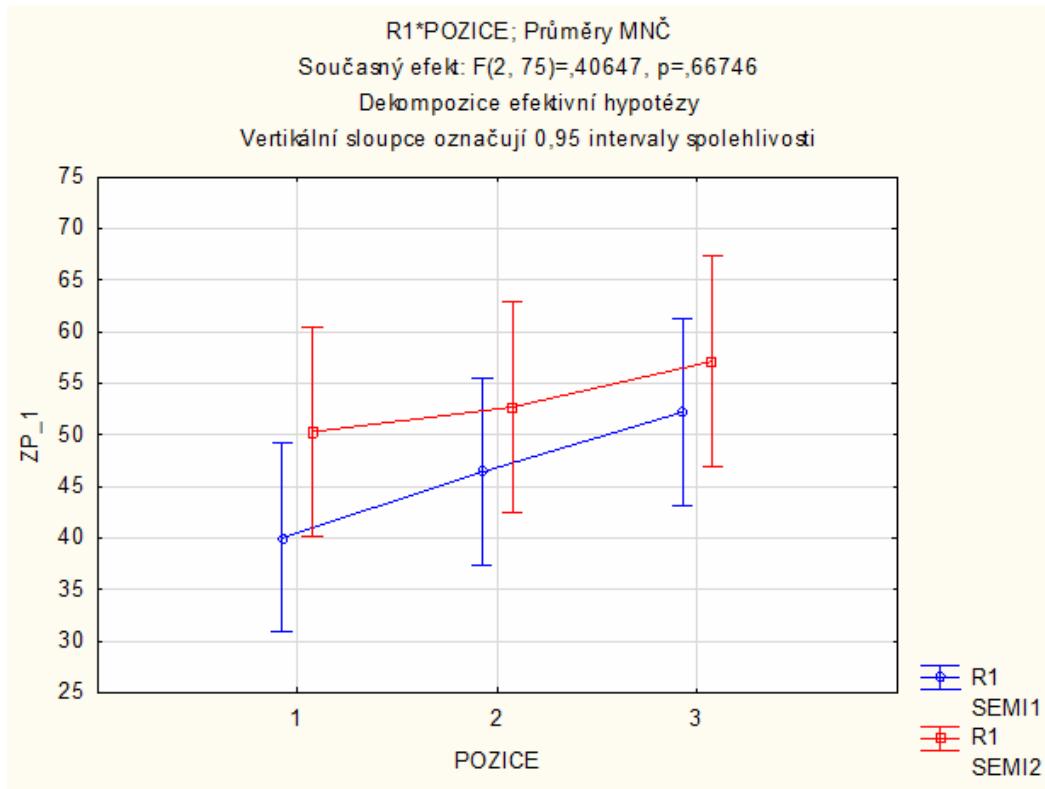
Proměnná 2 - porovnání jednotlivých svalů v druhém měření po zátěžovém protokolu

p – hodnota statistické významnosti

Při porovnání aktivity (hodnota Mean) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byla prokázána statistická významnost na hladině $p < 0,05$ v LSD testu (Tabulka 2) u m. semitendinosus (Graf 1, strana 43).

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H₀1 zamítnuta.

Graf 1. Srovnání svalové aktivity (parametr mean) m. SEMI mezi prvním a druhým měření v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.



Vysvětlivky ke grafu:

modrá – první měření před zátěžovým protokolem, červená – druhé měření po zátěžovém protokolu, pozice 1 – úhlová rychlost 60°/s, pozice 2 – úhlová rychlost 120°/s, pozice 3 – úhlová rychlost 180°/s.

Z grafu 1, při srovnání jednotlivých rychlostí pomocí ukazatele mean, je patrná statistická významnost u m. semitendinosus v úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita m. semitendinosus měla na grafickém zobrazení stoupající tendenci v celém průběhu prvního měření i druhého měření. Při opakovaném testování byly naměřené hodnoty svalové aktivity vyšší ve všech úhlových rychlostech, v rychlosti 120°/s a 180°/s však nenabývaly statistické významnosti.

5.2 Hypotéza 2

H₀2: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s.

Tabulka 3. Porovnání svalů mezi prvním a druhým měřením, hodnota mean.

č. buňky	pozice	proměnná	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R2 (120)	RF 1 & RF 2	0,743123	0,103606
2	R2 (120)	VM 1 & VM 2	0,917405	0,232722
3	R2 (120)	VL 1 & VL 2	0,970326	0,349511
4	R2 (120)	GM 1 & GM 2	0,634689	0,067744
5	R2 (120)	GL 1 & GL 2	0,999487	0,693238
6	R2 (120)	SEMI 1 & SEMI 2	0,834074	0,151915
7	R2 (120)	BF 1 & BF 2	1,000000	0,977346

Vysvětlivky k tabulce:

R2 – úhlová rychlost 120°/s.

Proměnná 1 - porovnání jednotlivých svalů v prvním měření před zátěžovým protokolem

Proměnná 2 - porovnání jednotlivých svalů v druhém 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 prokázána statistická významnost na hladině $p < 0,05$ v žádném z použitých testů.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H₀2 potvrzena.

5.3 Hypotéza 3

H₀₃: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s.

Tabulka 4. Porovnání svalů mezi prvním a druhým měřením, hodnota mean.

č. buňky	pozice	proměnná	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R3 (180)	RF 1 & RF 2	0,441638	0,030706
2	R3 (180)	VM 1 & VM 2	0,646464	0,070920
3	R3 (180)	VL 1 & VL 2	0,999982	0,840746
4	R3 (180)	GM 1 & GM 2	0,856535	0,168552
5	R3 (180)	GL 1 & GL 2	0,975200	0,369098
6	R3 (180)	SEMI 1 & SEMI 2	0,933852	0,258558
7	R3 (180)	BF 1 & BF 2	0,999990	0,857796

Vysvětlivky k tabulce:

R3 – úhlová rychlost 180°/s.

Proměnná 1 - porovnání jednotlivých svalů v prvním měření před zátěžovým protokolem

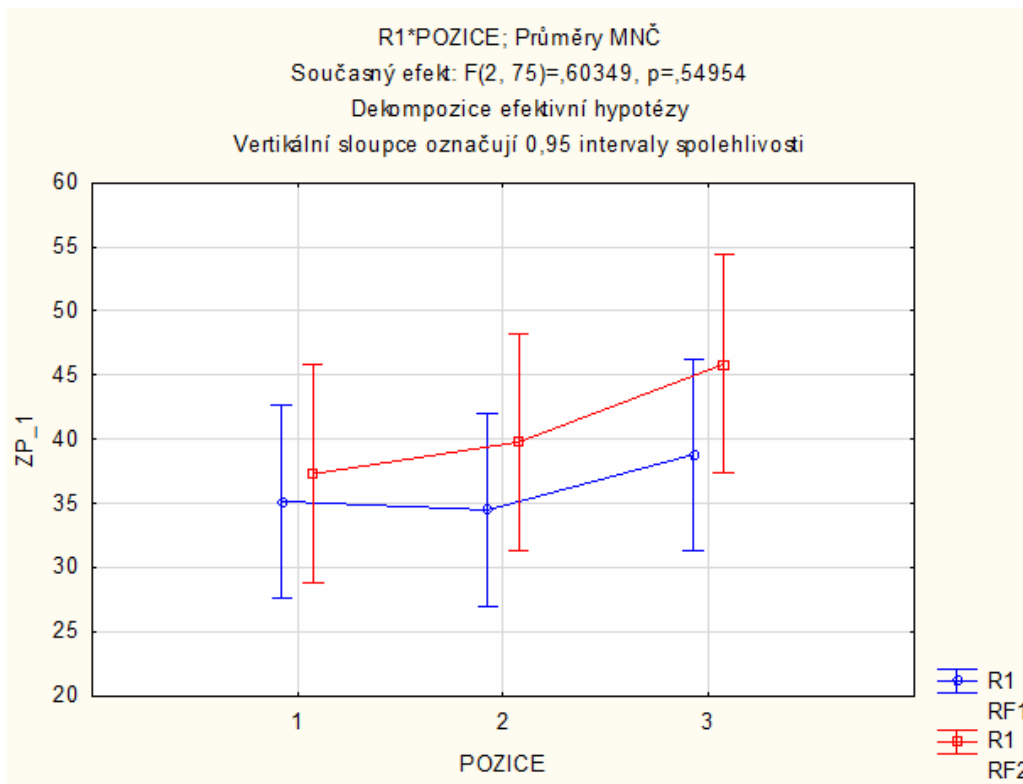
Proměnná 2 - porovnání jednotlivých svalů v druhém měření po zátěžovém protokolu

p – hodnota statistické významnosti

Při porovnání aktivity (hodnota Mean) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byla prokázána statistická významnost na hladině $p < 0,05$ v LSD testu (Tabulka 4) u m. rectus femoris (Graf 2, strana 46).

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H₀₃ zamítnuta.

Graf 2. Hodnoty parametru mean (porovnání aktivity) pro m. RF mezi prvním a druhým měření v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.



Vysvětlivky ke grafu:

modrá – první měření před zátěžovým protokolem, červená – druhé měření po zátěžovém protokolu, pozice 1 – úhlová rychlost 60°/s, pozice 2 – úhlová rychlost 120°/s, pozice 3 – úhlová rychlost 180°/s.

Z grafu 2 je v prvním měření patrný mírný pokles hodnot v úhlové rychlosti 120°/s oproti předchozí pozici (60°/s), poté však křivka opět vzrostla a hodnoty se zvyšovaly. V průběhu druhého měření měla aktivita m. rectus femoris stoupající charakter a zaznamenané hodnoty byly vyšší než v prvním měření. Na statistické významnosti však nabyly pouze naměřená data v úhlové rychlosti 180°/s.

5.4 Hypotéza 4

H₀4: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frekvence před absolvováním standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.

Tabulka 5. Porovnání svalové aktivity v jednotlivých úhlových rychlostech před zátěžovým protokolem pomocí Scheffeho testu

		TA	RF	VM	VL	GM	GL	SEMI	BF
p	R1 x R2	0,999998	0,979760	0,960948	0,660219	0,978001	0,999953	0,578861	0,911460
	R1 x R3	1,000000	0,987071	0,374328	0,125561	0,200941	0,999254	0,308438	0,242855
	R2 x R3	0,999993	1,000000	0,883464	0,929202	0,644653	0,993538	0,998359	0,861311

Vysvětlivky k tabulce: R1 x R2 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s, R1 x R3 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s, R2 x R3 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 120°/s a 180°/s, p - hodnota statistické významnosti

Tabulka 6. Porovnání svalové aktivity v jednotlivých úhlových rychlostech před zátěžovým protokolem pomocí LSD testu

		TA	RF	VM	VL	GM	GL	SEMI	BF
p	R1 x R2	0,892426	0,387930	0,316019	0,073217	0,378900	0,806589	0,052880	0,221634
	R1 x R3	0,973281	0,434279	0,021608	0,003584	0,007374	0,668098	0,015155	0,010060
	R2 x R3	0,866013	0,934823	0,189950	0,248037	0,068623	0,500798	0,613864	0,169696

Vysvětlivky k tabulce: R1 x R2 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s, R1 x R3 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s, R2 x R3 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 120°/s a 180°/s, p - hodnota statistické významnosti

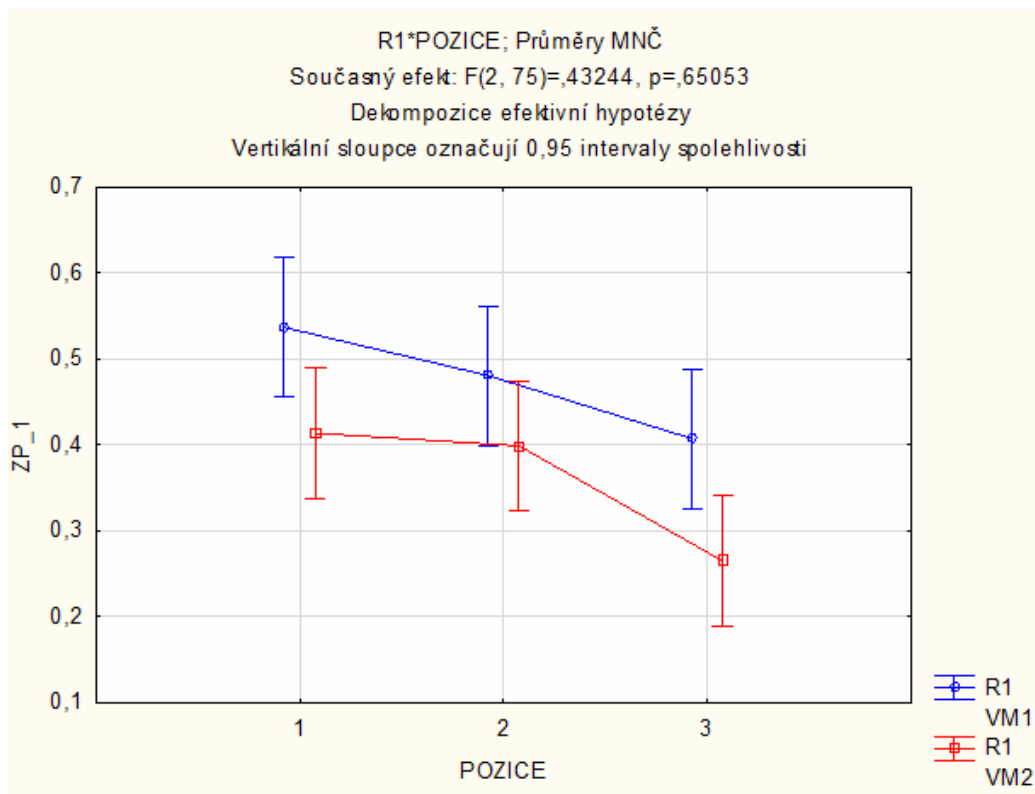
Při vzájemném porovnání aktivity (hodnota mean frekvence) jednotlivých svalů v úhlových rychlostech 60°/s, 120°/s a 180°/s před absolvováním zátěžového protokolu byla na základě statistických výsledů v LSD testu prokázána statistická významnost na hladině $p < 0,05$ (Tabulka 5, 6).

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H_04 zamítnuta.

Grafické znázornění průměrných hodnot v jednotlivých rychlostech a statisticky významných rozdílů u konkrétních svalů je znázorněno na příslušných grafech. Pro hypotézu H_04 je hodnocena modrá část grafu srovnávající hodnoty mean frekvence prvního měření v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.

- m. VM znázorněn v grafu 3, str. 49
- m. VL znázorněn v grafu 4, str. 50
- m. GM znázorněn v grafu 5, str. 51
- m. SEMI znázorněn v grafu 6, str. 52
- m. BF znázorněn v grafu 7, strana 53

Graf 3. Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) m. VM mezi měřeními před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.

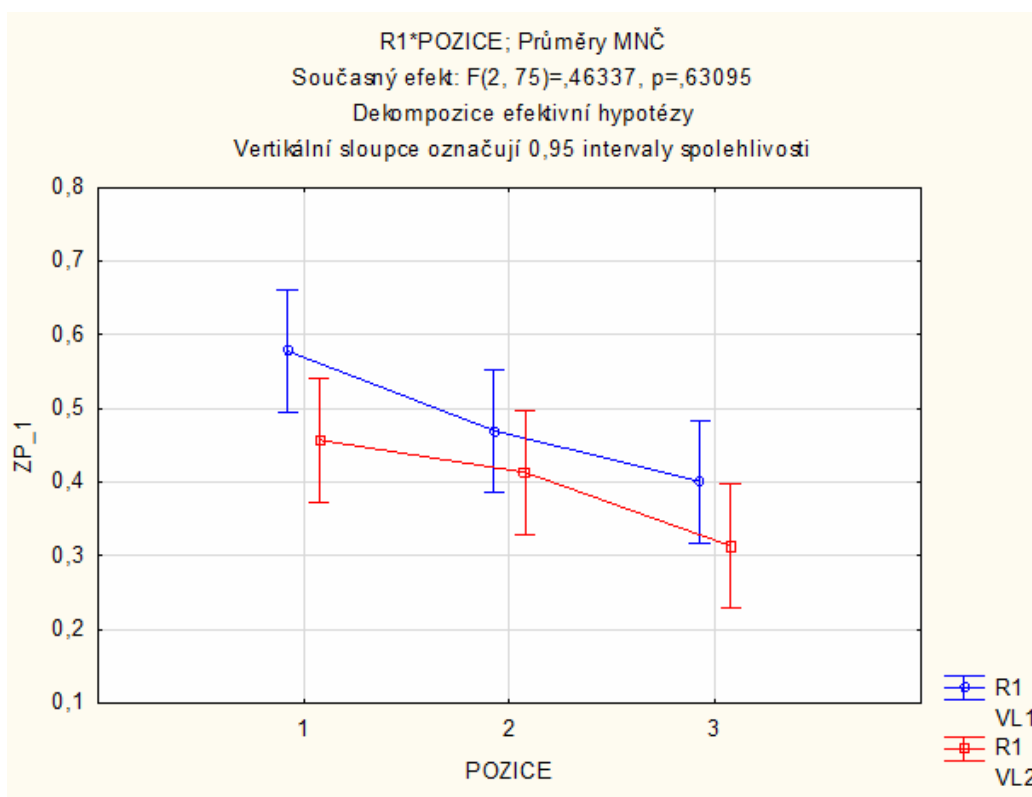


Vysvětlivky ke grafu:

modrá – první měření před zátěžovým protokolem, červená – druhé měření po zátěžovém protokolu, pozice 1 – úhlová rychlost 60°/s, pozice 2 – úhlová rychlost 120°/s, pozice 3 – úhlová rychlost 180°/s.

Z grafu 3 je patrné, že hodnota mean frekvence u m. vastus medialis měla klesající tendenci v prvním i druhém měření. V prvním měření byl největší pokles zaznamenán mezi první a třetí pozicí, tedy úhlovou rychlostí 60°/s a 180°/s, a tyto hodnoty byly vyhodnoceny jako statisticky významné. V opakovaném měření byly hodnoty mean frekvence nižší než v prvním měření. Rozdíly hodnot ve druhém měření nabyly u m. VM na statistické významnosti mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 180°/s a mezi úhlovou rychlostí 120°/s a 180°/s. Při srovnání aktivity m. VM v jednotlivých rychlostech (pozice 1-3) mezi prvním a druhým měřením byla statistická významnost shledána v úhlové rychlosti 60°/s (pozice 1) a v úhlové rychlosti 180°/s (pozice 3).

Graf 4. Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) m. VL mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.

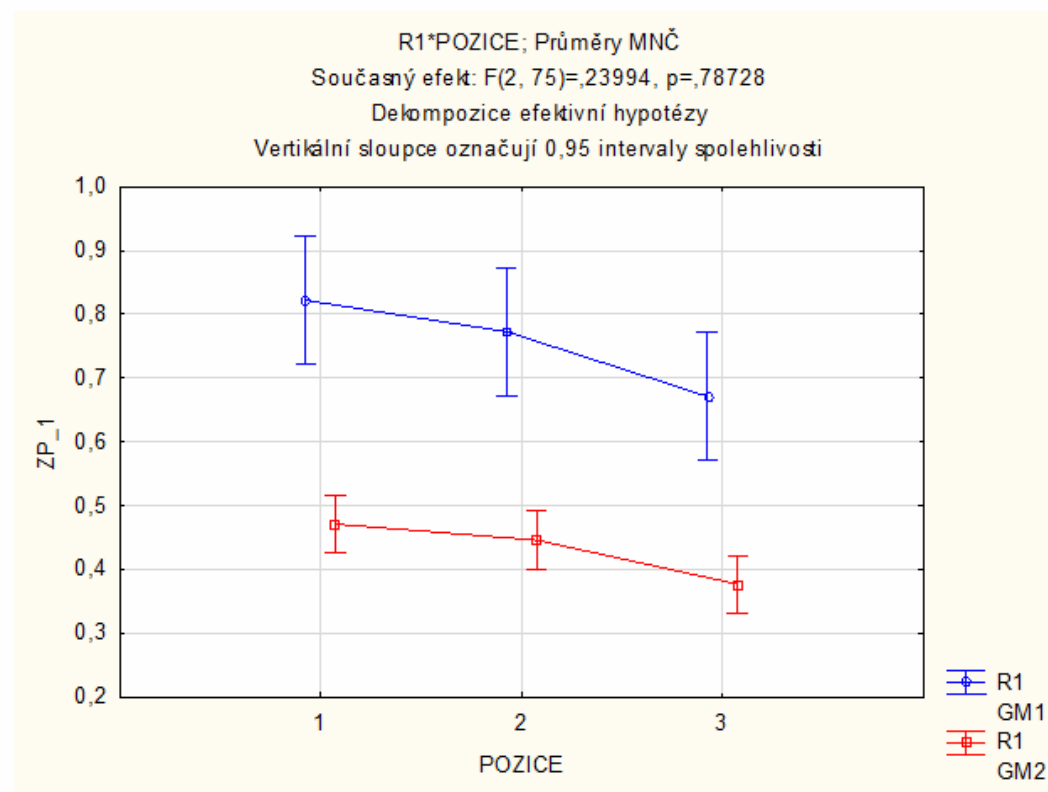


Vysvětlivky ke grafu:

modrá – první měření před zátěžovým protokolem, červená – druhé měření po zátěžovém protokolu, pozice 1 – úhlová rychlost 60°/s, pozice 2 – úhlová rychlost 120°/s, pozice 3 – úhlová rychlost 180°/s.

Z grafu 4 je patrné, že hodnota mean frekvence u m. vastus lateralis měla v prvním i druhém měření sestupnou tendenci. Při porovnání aktivity svalu ve všech úhlových rychlostech před absolvováním zátěžového protokolu, byla statistická významnost zjištěna mezi první a třetí pozicí (60°/s a 180°/s). Hodnoty mean frekvence v opakovaném měření byly nižší v porovnání s prvním měřením. Ve druhém měření po zátěžovém protokolu byly statisticky významné rozdíly v jednotlivých úhlových rychlostech zaznamenány také mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 180°/s. Při srovnání jednotlivých úhlových rychlostí před a po zátěžovém protokolu byla u m. VL zjištěna statistická významnost pouze v úhlové rychlosti 60°/s.

Graf 5. Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) m. GM mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.

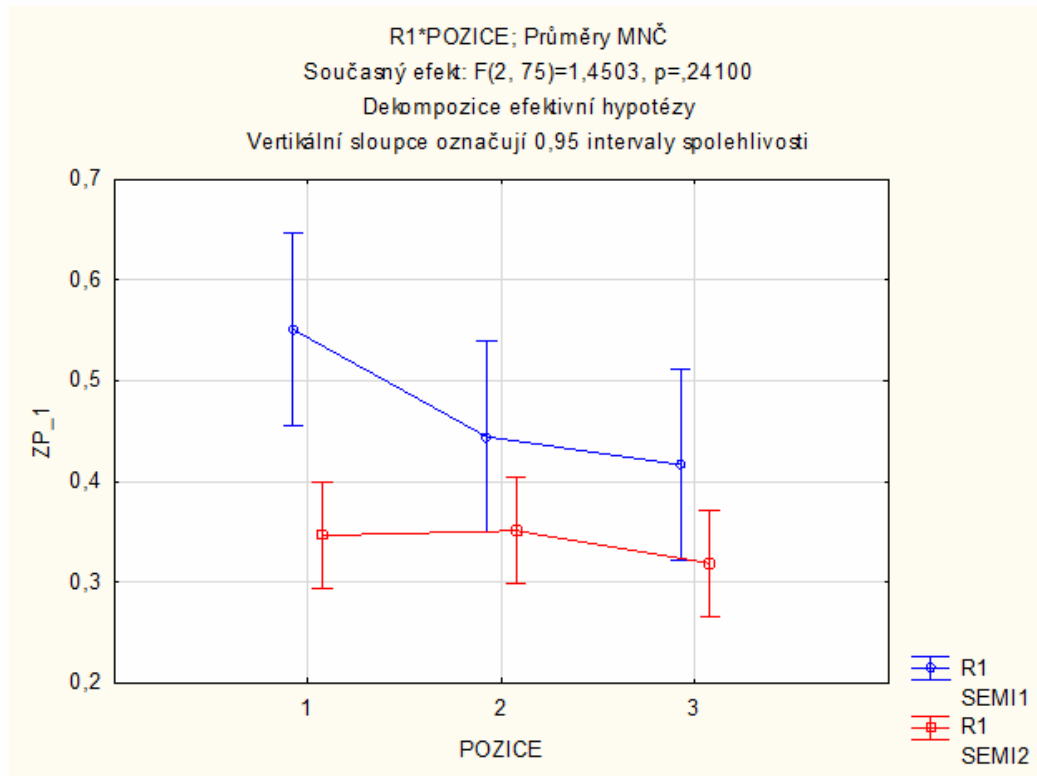


Vysvětlivky ke grafu:

modrá – první měření před zátěžovým protokolem, červená – druhé měření po zátěžovém protokolu, pozice 1 – úhlová rychlost 60°/s, pozice 2 – úhlová rychlost 120°/s, pozice 3 – úhlová rychlost 180°/s.

Z grafu 5 je patrné, že hodnota mean frekvence u m. gastrocnemius medialis měla klesající tendenci v prvním i druhém měření. Ve druhém měření byly zároveň naměřeny nižší hodnoty parametru mean frekvence v porovnání s prvním měřením. Při porovnání aktivity svalu ve všech úhlových rychlostech před absolvováním zátěžového protokolu, byla statistická významnost zjištěna mezi první a třetí pozicí (60°/s a 180°/s). Srovnání všech úhlových rychlostí ve druhém měření sice zaznamenalo pokles hodnot, ale nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Statisticky významný rozdíl v aktivitě dle ukazatele mean frekvence před a po zátěži byl u m. GM zaznamenán ve všech testovacích pozicích (60°/s, 120°/s a 180°/s), což je z grafu jednoznačně patrné.

Graf 6. Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) m. SEMI mezi měřením před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech



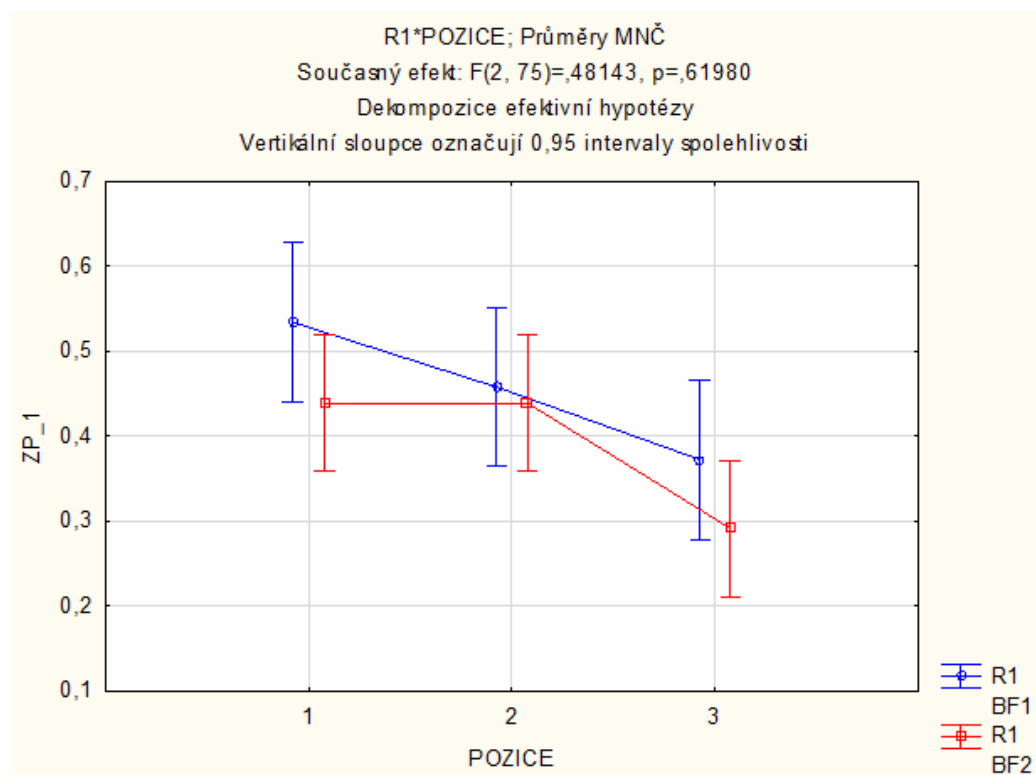
Vysvětlivky ke grafu:

modrá – první měření před zátěžovým protokolem, červená – druhé měření po zátěžovém protokolu, pozice 1 – úhlová rychlost 60°/s, pozice 2 – úhlová rychlost 120°/s, pozice 3 – úhlová rychlost 180°/s.

Z grafu 6 je patrné, že hodnota mean frekvence pro m. semitendinosus zaznamenala v prvním měření sestupnou tendenci se zvyšující se úhlovou rychlostí. Porovnání svalové aktivity v jednotlivých úhlových rychlostech před zátěžovým protokolem zaznamenalo statistickou významnost mezi první a třetí pozicí, tedy mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 180°/s. Grafické znázornění druhého měření ukazuje mírné zvýšení hodnot v úhlové rychlosti 120°/s v porovnání s první pozicí (60°/s), poté však křivka opět mírně klesá. Hodnoty zaznamenané ve druhém měření jsou v porovnání s prvním měřením nižší. Mezi jednotlivými úhlovými rychlostmi měřeními po zátěžovém protokolu nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly. Při srovnání

jednotlivých úhlových 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) m. BF mezi měření před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu:

modrá – první měření před zátěžovým protokolem, červená – druhé měření po zátěžovém protokolu, pozice 1 – úhlová rychlost 60°/s, pozice 2 – úhlová rychlost 120°/s, pozice 3 – úhlová rychlost 180°/s.

Graf 7, porovnávací aktivitu m. biceps femoris pomocí ukazatele mean frekvence, vykazuje v prvním měření sestupnou tendenci. Z grafického znázornění druhého měření je patrné snížení hodnot až v úhlové rychlosti 180°/s. Ve druhém měření byl zaznamenán pokles naměřených hodnot v porovnání s prvním měřením. Porovnání svalové aktivity v jednotlivých úhlových rychlostech před zátěžovým protokolem vykazovalo u m. BF statisticky významný rozdíl mezi první a třetí pozicí (60°/s a 180°/s). Stejně porovnání aktivity svalu, ale po zátěžovém protokolu, bylo statisticky významné mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 180°/s a 120°/s a 180°/s.

Statisticky významný rozdíl v aktivitě před a po zátěžovém protokolu v každé úhlové rychlosti zvlášť nebyl u m. BF zaznamenán.

5.5 Hypotéza 5

H₀₅: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frekvence po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.

Tab. 7 Porovnání svalové aktivity v jednotlivých úhlových rychlostech po zátěžovém protokolu pomocí Scheffeho testu

p		TA	RF	VM	VL	GM	GL	SEMI	BF
Scheffeho test	R1 x R2	1,000000	0,999816	0,999927	0,990224	0,999046	1,000000	1,000000	1,000000
	R1 x R3	0,999883	0,928787	0,218647	0,328831	0,717128	0,997226	0,998371	0,340508
	R2 x R3	0,999648	0,819253	0,334710	0,727962	0,905643	0,997664	0,996585	0,341081

Vysvětlivky k tabulce:

R1 x R2 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s, R1 x R3 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s, R2 x R3 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 120°/s a 180°/s, p - hodnota statistické významnosti

Tab. 8 Porovnání svalové aktivity v jednotlivých úhlových rychlostech po zátěžovém protokolu pomocí LSD testu

p		TA	RF	VM	VL	GM	GL	SEMI	BF
LSD test	R1 x R2	0,941395	0,747452	0,789615	0,462177	0,651944	0,984152	0,932739	0,999071
	R1 x R3	0,768739	0,247075	0,008489	0,017088	0,091343	0,573467	0,614397	0,018096
	R2 x R3	0,713247	0,139787	0,017594	0,095687	0,214221	0,587048	0,556479	0,018151

Vysvětlivky k tabulce:

R1 x R2 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s, R1 x R3 - porovnání svalové aktivity v úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s, R2 x R3 - porovnání svalové aktivity v 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 LSD testu prokázána statistická významnost na hladině $p < 0,05$ (Tabulka 7, 8).

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H_05 zamítnuta.

Grafické znázornění průměrných hodnot v jednotlivých rychlostech a statisticky významných rozdílů u konkrétních svalů je znázorněno v příslušných grafech. Pro hypotézu H_05 je hodnocena červená část grafu srovnávající hodnoty mean frekvence ve druhém měření v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s.

- m. VM znázorněn v grafu 3, strana 49
- m. VL znázorněn v grafu 4, strana 50
- m. BF znázorněn v grafu 7, strana 53

5.6 Hypotéza 6

H₀₆: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s.

Tabulka 9. Porovnání aktivity svalů mezi měřeními (hodnota Mean frekvence) před a po absolvování zátěžového protokolu

č. buňky	pozice	proměnná	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R1 (60)	TA 1 & TA 2	0,240166	0,010355
2	R1 (60)	RF 1 & RF 2	0,106091	0,002944
3	R1 (60)	VM 1 & VM 2	0,246086	0,010780
4	R1 (60)	VL 1 & VL 2	0,262303	0,011989
5	R1 (60)	GM 1 & GM 2	0,000011	0,000000
6	R1 (60)	GL 1 & GL 2	0,999986	0,849070
7	R1 (60)	SEMI 1 & SEMI 2	0,014401	0,000200
8	R1 (60)	BF 1 & BF 2	0,756508	0,109338

Vysvětlivky k tabulce:

R1 – úhlová rychlost 60°/s.

Proměnná 1 - porovnání jednotlivých svalů v prvním měření před zátěžovým protokolem

Proměnná 2 - porovnání jednotlivých svalů v druhém měření po zátěžovém protokolu

p – hodnota statistické významnosti

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

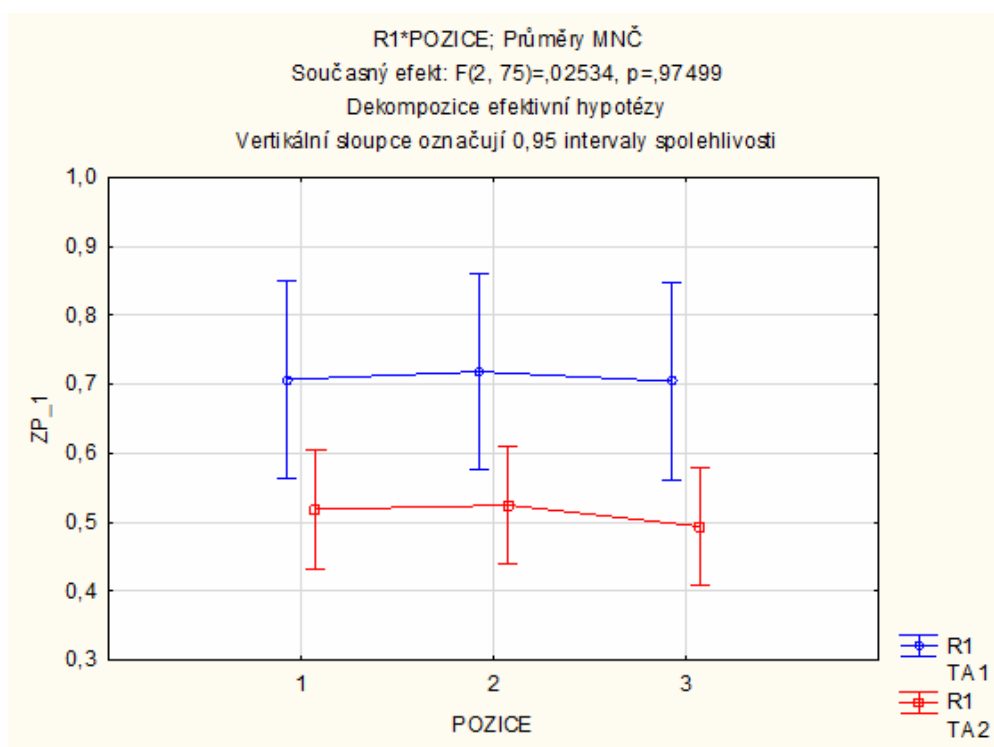
Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H₀₆ zamítnuta.

Grafické vyjádření statisticky významných rozdílů v úhlové rychlosti 60°/s u konkrétních svalů je znázorněno na příslušných grafech.

- m. TA znázorněn v grafu 8, str. 57
- m. VL znázorněn v grafu 4, str. 50
- m. RF znázorněn v grafu 9, str. 58
- m. GM znázorněn v grafu 5, str. 51
- m. VM znázorněn v grafu 3, str. 49
- m. SEMI znázorněn v grafu 6, str. 52

Pro hypotézu H_{06} hodnotíme body v levé části grafu (pozice 1), které charakterizují změny v hodnotách mean frekvence před (modrý graf) a po (červený graf) absolvování zátěžového protokolu.

Graf 8. Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) m. TA mezi měření před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.

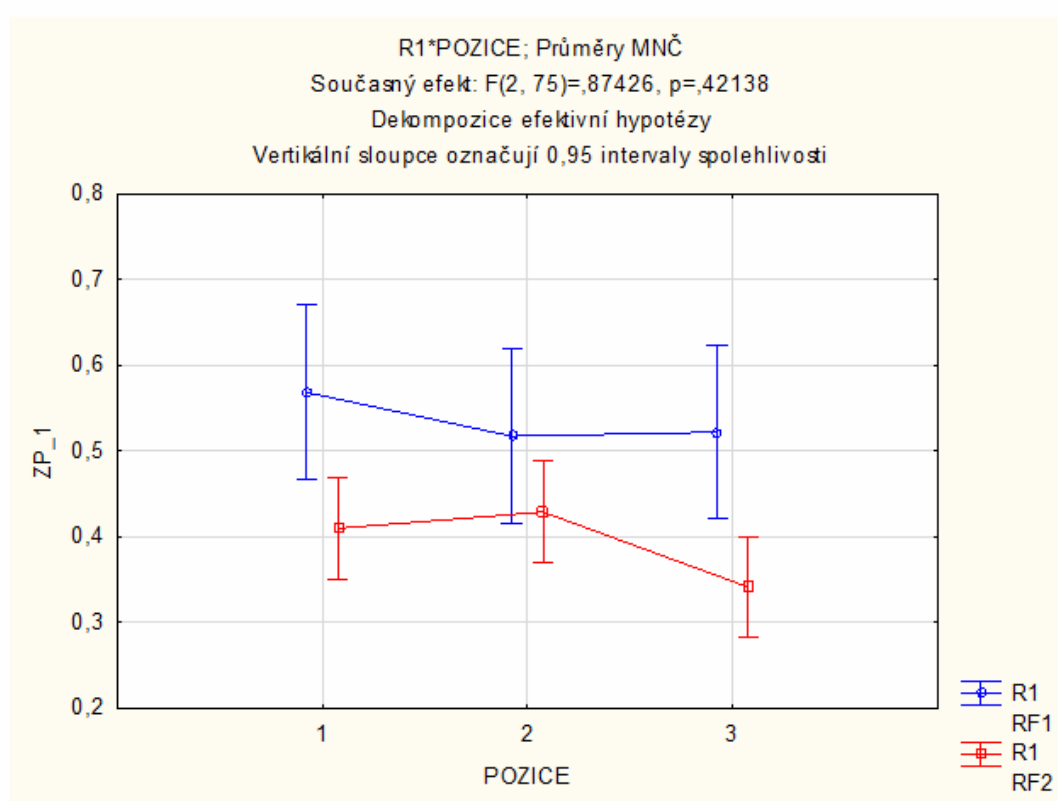


Vysvětlivky ke grafu:

modrá – první měření před zátěžovým protokolem, červená – druhé měření po zátěžovém protokolu, pozice 1 – úhlová rychlost 60°/s, pozice 2 – úhlová rychlost 120°/s, pozice 3 – úhlová rychlost 180°/s.

Z grafu 8 je patrné, že hodnoty parametru mean frekvence u m. tibialis anterior se ve druhém měření výrazně snížily v porovnání s prvním měřením. Statisticky významný rozdíl v aktivitě před a po zátěžovém protokolu při porovnání jednotlivých úhlových rychlostí byl zaznamenán v úhlové rychlosti 60°/s (pozice 1) a v úhlové rychlosti 180°/s (pozice 2).

Graf 9. Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frekvence) m. RF mezi měření před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech.



Vysvětlivky ke grafu:

modrá – první měření před zátěžovým protokolem, červená – druhé měření po zátěžovém protokolu, pozice 1 – úhlová rychlost 60°/s, pozice 2 – úhlová rychlost 120°/s, pozice 3 – úhlová rychlost 180°/s.

Graf 9, znázorňující aktivitu m. rectus femoris pomocí ukazatele mean frekvence, zaznamenal v prvním měření mírný pokles hodnot mezi úhlovou rychlostí 60°/s a 120°/s, poté se křivka mírně zvyšuje. Ve druhém měření je na grafickém znázornění zaznamenán počáteční vzrůst hodnot v úhlové rychlosti 120°/s, poté má graf opět sestupnou tendenci. Ve druhém měření byly zjištěny nižší hodnoty mean frekvence v porovnání s prvním měřením. Statisticky významné rozdíly hodnot mezi prvním a druhým měřením byly naměřeny v úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s.

5.7 Hypotéza 7

H₀7: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s.

Tabulka 10. Porovnání svalů mezi jednotlivými měřeními (hodnota Mean frekvence)

č. buňky	pozice	proměnná	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R2 (120)	TA 1 & TA 2	0,212944	0,008515
2	R2 (120)	RF 1 & RF 2	0,709040	0,090520
3	R2 (120)	VM 1 & VM 2	0,696556	0,086197
4	R2 (120)	VL 1 & VL 2	0,914421	0,228583
5	R2 (120)	GM 1 & GM 2	0,000052	0,000000
6	R2 (120)	GL 1 & GL 2	1,000000	0,972876
7	R2 (120)	SEMI 1 & SEMI 2	0,672726	0,078547
8	R2 (120)	BF 1 & BF 2	0,999819	0,749704

Vysvětlivky k tabulce:

R2 – úhlová rychlost 120°/s.

Proměnná 1 - porovnání jednotlivých svalů v prvním měření před zátěžovým protokolem

Proměnná 2 - porovnání jednotlivých svalů v druhém 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 byla prokázána statistická významnost na hladině $p < 0,05$ u Scheffeho i LSD testu (Tabulka 10).

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H₀₇ zamítnuta.

Grafické vyjádření statisticky významných rozdílů v úhlové rychlosti 120°/s u konkrétních svalů je znázorněno na příslušných grafech.

- m. TA znázorněn v grafu 8, strana 57
- m. GM znázorněn v grafu 5, strana 51

Pro hypotézu H₀₇ hodnotíme body ve střední části grafu (pozice 2), které charakterizují změny v hodnotách mean frekvence před (modrý graf) a po (červený graf) absolvování zátěžového protokolu.

5.8 Hypotéza 8

H₀8: Není rozdíl v aktivitě svalů dle ukazatele mean frekvence před a po absolvování standardizovaného simulovaného fotbalového utkání během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s.

Tabulka 11. Porovnání svalů mezi jednotlivými měřeními (hodnota Mean frekvence)

č. buňky	pozice	proměnná	p	
			Scheffeho test	LSD test
1	R3 (180)	TA 1 & TA 2	0,139814	0,004429
2	R3 (180)	RF 1 & RF 2	0,040549	0,000770
3	R3 (180)	VM 1 & VM 2	0,116887	0,003393
4	R3 (180)	VL 1 & VL 2	0,623548	0,064866
5	R3 (180)	GM 1 & GM 2	0,000378	0,000002
6	R3 (180)	GL 1 & GL 2	0,922637	0,240348
7	R3 (180)	SEMI 1 & SEMI 2	0,624991	0,065232
8	R3 (180)	BF 1 & BF 2	0,856547	0,168562

Vysvětlivky k tabulce:

R3 – úhlová rychlost 180°/s.

Proměnná 1 - porovnání jednotlivých svalů v prvním měření před zátěžovým protokolem

Proměnná 2 - porovnání jednotlivých svalů v druhém měření po zátěžovém protokolu

p – hodnota statistické významnosti

Při porovnání aktivity (hodnota Mean) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byla prokázána statistická významnost na hladině $p < 0,05$ u Scheffeho i LSD testu (Tabulka 11).

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H₀8 zamítnuta.

Grafické vyjádření statisticky významných rozdílů v úhlové rychlosti 180°/s u konkrétních svalů je znázorněno na příslušných grafech.

- m. TA znázorněn v grafu 8, strana 57
- m. RF znázorněn v grafu 9, strana 58
- m. VM znázorněn v grafu 3, strana 49
- m. GM znázorněn v grafu 5, strana 51

Pro hypotézu H_08 hodnotíme body v pravé části grafu (pozice 3), které charakterizují změny v hodnotách mean frekvence před (modrý graf) a po (červený graf) absolvování zátěžového protokolu.

5.9 Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean

Tabulka 12. Průměrná hodnota parametru mean pro opakovaná měření ve všech úhlových rychlostech

Proměnná	N platných	Průměr R1	Průměr R2	Průměr R3
RF1	26	35,17454	34,51330	38,82309
RF2	26	37,31490	39,79079	45,87760
VM1	26	36,06813	36,84850	49,15802
VM2	26	38,24894	43,22637	58,86984
VL1	26	28,29455	31,24334	43,70610
VL2	26	31,26323	35,53152	42,78765
GM1	26	19,64423	19,94313	23,91418
GM2	26	22,02952	23,54237	26,61395
GL1	26	20,93698	22,33973	38,29358
GL2	26	24,95301	26,00375	29,93263
SEMI1	26	40,03123	46,41143	52,19819
SEMI2	26	50,28591	52,68976	57,13593
BF1	26	32,14262	37,75291	44,66428
BF2	26	39,40873	37,60138	43,70798

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 před a po absolvování zátěžového protokolu ve všech úhlových rychlostech u většiny sledovaných svalů. Výjimku tvoří pouze m. vastus lateralis (VL2) v úhlové rychlosti 180°/s, m. gastrocnemius lateralis (GL2) v úhlové rychlosti 180°/s, m. biceps femoris (BF2) v úhlové rychlosti 120°/s a 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. rectus femoris (RF1) 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. biceps femoris (BF2) v úhlové rychlosti 120°/s (tabulka 12).

5.10 Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frekvence

Tabulka 13. Průměrná hodnota parametru mean frekvence pro opakovaná měření ve všech úhlových rychlostech

Proměnná	N platných	Průměr R1	Průměr R2	Průměr R3
TA1	26	0,706890	0,718213	0,704085
TA2	26	0,518520	0,524675	0,493897
RF1	26	0,568338	0,517270	0,522101
RF2	26	0,409829	0,428853	0,341293
VM1	26	0,536694	0,480547	0,407055
VM2	26	0,413663	0,398748	0,264683
VL1	26	0,577630	0,469954	0,400776
VL2	26	0,457105	0,413138	0,313080
GM1	26	0,821958	0,773088	0,671525
GM2	26	0,471327	0,446300	0,377230
GL1	26	0,586935	0,560955	0,632443
GL2	26	0,566681	0,564573	0,506917
SEMI1	26	0,550882	0,444310	0,416697
SEMI2	26	0,346518	0,351135	0,318946
BF1	26	0,533917	0,457890	0,372415
BF2	26	0,439258	0,439185	0,291202

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

Předmětem této studie bylo porovnat aktivitu vybraných svalů dominantní dolní končetiny během izokinetické excentrické kontrakce před absolvováním standardizovaného simulovaného fotbalového utkání a ihned po jeho dokončení. Existuje řada prací zabývajících se hodnocením svalové aktivity jednotlivých svalů dolní končetiny během odlišných typů svalových kontrakcí nebo u konkrétních pohybových činností. Nejčastěji se výzkumy zabývají aktivitou m. quadriceps femoris a hamstringů, jelikož se tyto svalové skupiny výrazně podílejí na stabilitě kolenního kloubu a jejich nedostatečná funkce může přispět k poranění měkkých struktur kolene (McHugh, Tyler, Greenberg, & Gleim, 2002; Niespodzinski, Lukowicz, & Mieszkowski, 2013; Oliveira, Corvino, Goncalvez, Caputo, & Denadai, 2012).

Výše zmíněné studie hodnotí svalovou aktivitu pomocí povrchové elektromyografie. K hodnocení funkce flexorů a extensorů kolenního kloubu se v současné době nejvíce využívá dynamometrického měření. Předností izokinetického testování svalů je především vysoká reliabilita, standardizace, možnost identifikovat velikost síly v každém bodě pohybu. Jedná se o rychlé a snadné měření (Baltzopoulos & Brodie, 1989; Dvir, 2004; Dirnberger, Kösters, & Müller, 2012). Izokinetický dynamometr je nastaven pro konkrétního jedince na míru při prvním měření a data jsou v přístroji uložena, tudíž při opakovaném měření nedochází k testování v odlišných pozicích, které by mohly ovlivnit výsledky měření. Nevýhodou izokinetického testování je, že hodnotí celkovou aktivitu svalu. Není tak možné rozlišit, např. u m. quadriceps femoris, která část svalu je aktivnější a hodnotit případnou inkoordinaci, která může vést postupně k osteoartrotickým změnám (Niespodzinski, Lukowicz, & Mieszkowski, 2013). Jednou z metod, jak se vyrovnat s tímto problémem, je zapojit do měření současně povrchovou elektromyografii.

Kombinace těchto dvou metod není dosud častým podkladem výzkumných prací. Důvodem může být relativní složitost a časová náročnost povrchové elektromyografie, kterou představuje zejména důkladná příprava oblasti, kde budou aplikovány elektrody a pak samotná aplikace elektrod a synchronizace s elektromyografickým přístrojem. Nelze opomenout ani možnost chyby v uložení elektrod při opakovaném měření. Avšak izokinetické testování svalů se současným snímáním EMG aktivity má velký potenciál

v oblasti hodnocení svalové aktivity, timingu a únavy zejména ve sportovním odvětví. Výsledky by mohly poskytnout komplexnější náhled na danou problematiku, a tak výrazně přispět k prevenci výskytu zranění z důvodu svalové inkoordinace a zlepšit výkonnostní úroveň sportovce.

Byly provedeny výzkumy, které hodnotili aktivitu svalů při izokinetické kontrakci v režimu koncentrickém i excentrickém pomocí povrchové elektromyografie a následný vliv svalové únavy. Hodnotili však aktivitu pouze jednotlivých částí m. quadriceps femoris (Rebai, Zarrouk, Sahli, Tabka, Hug, & Dogui, 2012), nebo porovnávali aktivitu m. vastus medialis a lateralis, m. semitendinosus a m. biceps femoris (Oliveira, Corvino, Goncalvez, Caputo, & Denadai, 2012). V naší studii jsme se zaměřili na širší spektrum vybraných svalů. Hodnotili jsme aktivitu celkem 8 svalů, majících vztah ke kolennímu kloubu, a to m. tibialis anterior (TA), m. rectus femoris (RF), m. vastus medialis (VM), m. vastus lateralis (VL), m. gastrocnemius medialis (GM), m. gastrocnemius lateralis (GL), m. semitendinosus (SEMI), m. biceps femoris (BF). K porovnání měřených svalů bylo využito dvou EMG parametrů, a to parametru mean (amplituda), hodnotící svalovou aktivitu a parametru mean frekvence, hodnotící svalovou únavu.

Svalovou aktivitu charakterizuje velikost a tvar amplitudy. Z výsledků naší studie je patrné zvýšení průměrných hodnot parametru mean (svalová aktivita) a snížení průměrných hodnot parametru mean frekvence, vykazujícího svalovou únavu, téměř u všech svalů ve všech testovaných rychlostech. Při porovnání svalové aktivity jsme předpokládali, že vyšší úhlové rychlosti jsou silově náročnější, kladou větší nároky na koordinační schopnost motorických jednotek a jejich nábor. Mnohé studie prokázali, že méně motorických jednotek je aktivováno při excentrické kontrakci v porovnání s kontrakcí koncentrickou (Bigland and Lippold, 1954; Komi et al., 1987; Tesch et al., 1990; Adams et al., 1992; Potvin, 1997).

Velikost MU odpovídá nárokům na přesnost pohybu. Čím jemnější a přesnější práci sval vykonává, tím méně svalových vláken je obsaženo v MU. Platí tedy funkční specifita, kdy velké svalové skupiny a svaly zajišťující posturální kontrolu řídí malý počet motoneuronů kontrolujících velký počet svalových vláken. Naopak je tomu u malých svalů, kde není prioritní síla, ale je kladen nárok na přesnost pohybu (Enoka, 2008; Rokyta, 2008, Velé, 1997).

Velé (1997) zdůrazňuje, že vlastnosti svalových vláken určují motoneurony. Hodnotí také vztah nervu a svalu, které spolu tvoří neuromuskulární celek vzhledem k motorické jednotce. Proto doporučuje dělit motorické jednotky, na MU fázičké a MU tonické, vzhledem k charakteru záškubu.

Svalová vlákna spadající pod jednu motorickou jednotku jsou ve svalu rozložena difuzně. Vyjdeme-li z teorie o náboru motorických jednotek, pak během volní kontrakce jsou motorické jednotky nabírány v závislosti na zvětšující se velikosti kontrakce. Stahy jednotlivých motorických jednotek mohou probíhat buď postupně, nebo střídavě. Při postupném zapojování se nejdříve aktivují menší motorické jednotky a s přibýváním vzruchů (s přibývajícím požadavky na velikost svalové síly) se postupně aktivují další a větší MU, což lze označit jako tzv. prostorovou sumaci. S přibývajícím zapojením MU graduje svalová aktivita a zvyšuje se síla stahu (amplituda). Shrňme-li tedy tuto teorii, pak nábor motorických jednotek probíhá od malých po velké, od pomalých MU k rychlým MU a od svalových vláken odolávajícím únavě až po rychle unavitelná svalová vlákna. Střídavé zapojování MU je zejména u svalů vykonávajících posturální kontrolu bez větších známek únavy (Enoka, 2008; Rokyta, 2008).

Nábor motorických jednotek probíhá asynchronně. Tento způsob aktivace MU způsobuje plynulý nárůst síly svalu, nelze však dosáhnout maximálního silového momentu. Vyššího nárůstu síly docílíme zvýšením frekvence vzruchů přicházejících k aktivovaným MU. Tento způsob lze označit jako tzv. časovou sumaci, dochází k pálení motorických jednotek. Docílíme tak krátkodobého zvýšení síly až na maximální úroveň, za cenu rychlého nástupu únavy (Enoka, 2008, Velé, 2006).

Velikost svalové síly a velikost amplitudy (aktivity svalu) je ovlivněna mnoha faktory. Mezi ně patří například typ prováděné svalové kontrakce. Při excentrické kontrakci je sval schopen vyvinout až několikanásobně vyšší sílu v porovnání s koncentrickou kontrakcí, na EMG se však projeví malou amplitudou. Koncentrická kontrakce je výsledkem zapojení vyššího počtu MU, z čehož plyne i vysoká EMG aktivita oproti kontrakci excentrické. V excentrickém režimu vzniká velký silový moment, nepodléhá však tolik nervovému řízení, ale je přisuzován elastickým komponentám svalu (Kellis, & Baltzopoulos 1997). Rychlost kontrakce je dalším z faktorů ovlivňujících výslednou sílu svalu. Při koncentrické kontrakci probíhá

zkrácení svalu, které je rychlejší, než jeho prodloužení, tudíž je výsledná síla menší. Při prodlužování, excentrické kontrakci, generuje sval vyšší sílu (Enoka, 1996).

Aktivita svalů dominantní dolní končetiny vykazovala postupné zvýšení hodnot při zvyšující se úhlové rychlosti téměř u všech svalů (viz Tabulka 12). To může souviset s výše uvedeným poznatkem, že pohyb prováděný vyšší rychlostí, klade větší nároky na sval. K tomu, aby byl pohyb realizován, musí být proto zapojeno větší množství motorických jednotek a na EMG záznamu tak sval vykazuje vyšší aktivitu, která se projeví zvýšením amplitudy. Statisticky významnou změnu v aktivitě svalů v porovnání před absolvováním zátěžového protokolu a ihned po jeho skončení vykazoval však pouze m. semitendinosus v úhlové rychlosti 60°/s (Tabulka 2, str. 42; Graf 1, str. 43) a m. rectus femoris v úhlové rychlosti 180°/s (Tabulka 4, str. 45; Graf 2, str. 46).

Úkolem práce bylo dále porovnat aktivitu vybraných svalů dominantní dolní končetiny pomocí frekvenční analýzy. Parametr mean frekvence se používá k hodnocení přítomnosti svalové únavy, k nepřímému měření náboru motorických jednotek. Typickým znakem pro únavu svalu je spektrální změna elektromyografického signálu. Ta se projeví zvýšenou amplitudou a posunem frekvenčního spektra k nižším frekvencím (Kallenberg, et al., 2007; De Luca, 1997). Ze statistického zpracování naměřených dat lze sledovat sníženou hodnotu průměru parametru mean frekvence po absolvování zátěžového protokolu. Tyto změny byly přítomny u všech vybraných svalů ve všech úhlových rychlostech (Tabulka 13, str. 64). Podle teoretických poznatků by tento fakt svědčil o vzniku pozátěžové únavy. Předpokládali jsme, že se svalová únava projeví až ve druhém měření po absolvování zátěžového protokolu. Při porovnání aktivity svalů ve všech úhlových rychlostech navzájem však byly shledány statisticky významné změny i v prvním měření. Byl prokázán rozdíl mezi první a třetí pozicí, tedy rychlostí 60°/s a 180°/s, a to u m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. gastrocnemius medialis, m. semitendinosus a m. biceps femoris (Tabulka 6, str. 47). Ve druhém měření po zátěžovém protokolu lze pozorovat statisticky významné rozdíly mezi první a třetí pozicí, rychlostí 60°/s a 180°/s, u m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris. Mezi druhou a třetí pozicí, rychlostí 120°/s a 180°/s, byly rozdíly u m. vastus medialis a m. biceps femoris (Tabulka 8, str. 55).

Při porovnání vybraných svalů podle parametru mean frekvence před a po absolvování zátěžového protokolu v každé testovací rychlosti zvlášť, bylo nejvíce změn

manifestováno v úhlové rychlosti 60°/s. Na základě statistického zpracování naměřených dat byla prokazatelný pokles frekvenčního spektra patrný u všech svalů mimo m. gastrocnemius lateralis a m. biceps femoris. V úhlové rychlosti 120°/s lze sledovat statistickou významnost mezi prvním a druhým měřením pouze u m. rectus femoris a m. gastrocnemius medialis. Ve třetí měřené úhlové rychlosti 180°/s pak počet svalů vzrostl, statisticky významná změna parametru mean frekvence byla patrná u m. tibialis anterior, m. rectus femoris, m. vastus lateralis a m. gastrocnemius medialis. Z výsledků lze usuzovat, že únava se nejvíce manifestuje v nižší úhlové rychlosti. Pokles frekvenčního spektra je přičítán již zmíněné teorii o nábore motorických jednotek, rychlosti pálení MU, změnám sumačního akčního potenciálu MU, rychlosti protažení svalu (kontrakce) či excitabilitě nervového systému (Velé, 1997; Enoka, 2008).

Rebai, Zarrouk, Sahli, Tabka, Hug, & Dogui (2012) sledovali vliv izokinetického cvičení na akutní neuromuskulární únavu extenzorů kolenního kloubu u judistů (n=8). Cílem této studie bylo kvantifikovat maximální volní kontrakci extenzorové skupiny kolenního kloubu při izokinetické svalové kontrakci v úhlových rychlostech 60°/s, 120°/s a 180°/s pomocí poly-EMG. Svalovou aktivitu snímali u m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis. V jejich studii byl na základě frekvenční analýzy prokázán vznik únavy po absolvování zátěžového protokolu u všech měřených svalů. Výsledky ukázaly nejvýraznější projev únavy při nižší úhlové rychlosti, tedy 60°/s.

Limity studie, které mohou ovlivnit výsledky výzkumu, shledáváme v malém počtu probandů (n=26), který byl do výzkumu zařazen. Dalším faktorem, ovlivňujícím výsledek je umístění elektrod na snímaný sval. Umístění elektrod je stěžejní faktor pro maximalizaci kvality výsledného signálu. Aplikace elektrod na různé části svalu ovlivňuje charakter snímaného signálu (Obrázek 3, str. 28). Chyba v umístění elektrod se zvyšuje zejména při opakovaném měření, kde je pro individuální potřeby probanda nutno aplikovat nové elektrody. Odlišné umístění elektrod s sebou nese riziko snímání jiné části svalu, tudíž i odlišné hodnoty amplitudy a frekvenčního spektra. Dalším faktorem, který může zkreslit snímaný signál, jsou pohyby kabelů snímacích elektrod v průběhu měření, vytvářející rušivý signál. Je třeba myslet i na zvýšený odpor mezi elektrodou a kůží, zvláště ve druhém měření, který vzniká zvýšenou potivostí dané oblasti. V případě potřeby je proto nutné elektrody vyměnit a danou oblast řádně očistit.

Jedním z faktorů, který do jisté míry nelze ovlivnit, je možná přítomnost centrální únavy, která může do značné míry ovlivnit některé stavy či funkce CNS, jako je vnímání svalového úsilí, pociťování bolesti a nálada jedince. Tato forma únavy se projevuje pocity nevěle, ospalosti a poklesem kontraktilních sil svalových vláken (Máček, & Radvanský, 2011). K tomu může přispět i fakt, že testování probíhalo v laboratorních podmínkách, tím pádem v cizím prostředí pro probandy.

Tuto studii by bylo vhodné doplnit porovnáním svalové aktivity v koncentrickém režimu svalové kontrakce, abychom potvrdili či vyvrátili teoretické poznatky o náročnosti koncentrické kontrakce. Námětem budoucích studií by mohlo být i porovnání svalové aktivity nedominantní dolní končetiny a srovnání výsledků s již naměřenými daty.

7 ZÁVĚR

V této studii jsme se snažili objasnit rozdíl v aktivitě vybraných svalů dominantní dolní končetiny před absolvováním standardizovaného simulovaného fotbalového utkání a ihned po jeho dokončení pomocí povrchové elektromyografie.

Při sledování aktivity svalů před a po absolvování zátěžového protokolu pomocí ukazatele mean byl zjištěn statisticky významný rozdíl v úhlové rychlosti 60°/s u m. semitendinosus a v úhlové rychlosti 180°/s u m. rectus femoris.

Při porovnání aktivity vybraných svalů ve všech testovaných rychlostech před absolvováním zátěžového protokolu pomocí ukazatele mean frekvence byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi rychlostí 60°/s a 180°/s u m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. gastrocnemius medialis, m. semitendinosus a m. biceps femoris.

Při porovnání aktivity vybraných svalů ve všech úhlových rychlostech po zátěžovém protokolu lze pozorovat statisticky významné rozdíly mezi rychlostí 60°/s a 180°/s u m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris. Mezi druhou a třetí pozicí, rychlostí 120°/s a 180°/s, byly rozdíly u m. vastus medialis a m. biceps femoris.

Při porovnání aktivity vybraných svalů podle parametru mean frekvence před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s, výsledky studie ukazují statisticky významné rozdíly u všech testovaných svalů mimo m. gastrocnemius lateralis a m. biceps femoris.

Při porovnání aktivity vybraných svalů podle parametru mean frekvence před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 120°/s byl zjištěn statisticky významný rozdíl u m. rectus femoris a m. gastrocnemius medialis.

Při porovnání aktivity vybraných svalů podle parametru mean frekvence před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s byl zjištěn statisticky významný rozdíl u m. tibialis anterior, m. rectus femoris, m. vastus lateralis a m. gastrocnemius medialis.

8 SOUHRN

Diplomová práce je součástí výzkumného projektu zabývajícího se únavou a rizikem zranění kolenního kloubu a svalů stehna u fotbalistů žákovských kategorií. Cílem práce bylo zhodnotit aktivitu vybraných svalů dominantní dolní končetiny před a po absolvování zátěžového protokolu. Svalová aktivita byla snímána pomocí povrchové elektromyografie.

V teoretickém přehledu byly shrnuty poznatky o stavbě a funkci kosterního svalu, mechanických vlastnostech a molekulárním principu svalové kontrakce. Dále byly charakterizovány jednotlivé typy svalových kontrakcí se zaměřením na excentrickou svalovou kontrakci. Rovněž jsou zde prezentovány poznatky o svalové únavě a následné regeneraci organismu. V neposlední řadě je popsána i povrchová elektromyografie a izokinetická dynamometrie, které byly využity v naší studii k testování.

Do výzkumu bylo zařazeno 26 hráčů fotbalového klubu SK Sigma Olomouc, ve věku 13 – 15 let. Měření proběhlo za použití izokinetického dynamometru IsoMed 2000 a elektromyografického přístroje NORAXON – MYOSYSTEM 1400A. Záznam měření byl zpracován v programu MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Během izokinetické excentrické kontrakce byla u vybraných svalů snímána svalová aktivita pomocí poly-EMG. Snímáno bylo celkem 8 svalů dolní končetiny (m. tibialis anterior, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. semitendinosus, m. biceps femoris). První měření proběhlo před standardizovaným simulovaným fotbalovým utkáním, druhé měření ihned po jeho skončení. Každé měření obsahovalo tři série po třech opakováních pohybu. Série se odlišovaly úhlovou rychlostí - 60°/s, 120°/s a 180°/s. Naměřené hodnoty byly statisticky zpracovány a vyhodnoceny. Jako hladina statistické významnosti byla použita hodnota $p < 0,05$.

Z výsledků výzkumu vyplývá zvýšení průměrných hodnot parametru mean, hodnotící velikost svalové aktivity, téměř u všech svalů ve všech testovaných rychlostech. Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ však vyšla signifikantní změna pouze u m. semitendinosus v úhlové rychlosti 60°/s a m. rectus femoris v úhlové rychlosti 180°/s. Parametr mean frekvence, který vypovídá o přítomnosti svalové únavy,

ukázal statisticky významné změny u různých svalů ve všech měřených úhlových rychlostech. Tyto změny byly nejvýraznější v úhlové rychlosti 60°/s.

9 SUMMARY

This diploma thesis is part of a research project focusing on fatigue and risk of injury of knee joint and thigh muscles of junior soccer. Goal of this thesis was to evaluate the chosen dominant lower limb muscles activity during eccentric contraction before and after the performance. Muscle activity was scanned using the surface electromyography.

In theoretical overview were summarized knowledge and findings about muscle function, structure and mechanical attributes as well as muscle contraction molecular principle. Thenceforth particular types of muscle contraction focusing on eccentric muscle contraction were characterized. Also the findings about muscle fatigue and consecutive regeneration of organism are presented. As last but not least is described the surface electromyography and isokinetic dynamometry which were used for testing.

Measured group was composed of 26 players ($n=26$) of SK Sigma Olomouc in the age of 13-15. Lower limb muscle activity was measured using isokinetic dynamometer IsoMed 2000 and electromyographic device NORAXON – MYOSYSTEM 1400A. The results were processed in MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Using poly-EMG the muscle activity of chosen muscles was scanned during isokinetic eccentric contraction. In total 8 muscles of lower limb was scanned (m. tibialis anterior, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis, m. semitendinosus, m. biceps femoris). The first measuring was done before standardized soccer match when the second one was done right after the match ended. Each measured sequence was composed of three series of three repeatedly performed movements. For each series a different angular velocity was used - $60^\circ/s$, $120^\circ/s$ a $180^\circ/s$. Acquired data were statistically processed and evaluated. Statistical relevancy level was set on $p < 0,05$.

Data results indicate increase of value of average parameter “mean” (evaluative magnitude of muscle activity) for nearly all the muscles and all tested angular velocities. Although using statistical relevancy level of $p < 0,05$ resulted in significant change only for m. semitendinosus in angular velocity $60^\circ/s$ and m. rectus femoris in angular velocity $180^\circ/s$. Frequency parameter mean which indicates the muscle fatigue

displayed statistically important alterations for different muscles in all measured angular velocities. These alterations were the most significant for angular velocity 60°/s.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

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, 1578 - 1583.

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, V., & Brodie, D. A. (1989). Isokinetic Dynamometry: Applications and limitations. *Sports Medicine*, 8(2), 101-116.

Baltzopoulos, B., King, M., Gleeson, M., & De Ste Croix, M. B. (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., Espírito Santo, R. C., Ritzel, C. H., & Vaz, M. A. (2011). The effect of contraction type on muscle strength, work and fatigue in maximal isokinetic exercise. *Isokinetics and Exercise Science*, 19, 215 – 220.

Bernaciková, M., Kalichová, M., & Beránková, L. (2010). *Základy sportovní kineziologie*. Brno: Masarykova Univerzita.

Bigland, B., & Lippold, O. C. J. (1954). The relation between force velocity and integrated electrical activity in human muscles. *Journal of Physiology*, 123, 214 – 224.

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

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

Coombs, J., & Garbutt, G. (2002). Development in the use of the Hamstring/Quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 1, 56 - 62.

Dauty, M., Potiron, M., & Rochcongar, P. (2003). Identification of previous hamstring injuries by isokinetic concentric and eccentric torque measurement in elite soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, 11, 139-144.

De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163.

Dirnberger, J., Kösters, A., & Müller, E. (2012). Concentric and eccentric isokinetic knee extension: A reproducibility study using the IsoMed 2000-dynamometer. *Isokinetics Exercise Science*, 20, 31-35.

Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2008). Neural control of shortening and lengthening contractions: influence of task constraints. *Journal of Physiology*, 586, 5853-5864.

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

Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.

Dylevský, I. (1996). *Funkční anatomie pohybového systému*. Praha: Karolinum.

Dylevský, I., & Ježek, P. (2000). Základy kineziologie. Retrieved 22.1. 2014 from world wide web: <http://vos.palestra.cz/skripta/kineziologie/uvod3.htm>.

Enoka, R. M. (1995). Mechanism of muscle fatigue: central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5, 141 – 149.

Enoka, R. M. (1996). Eccentric contraction require unique activation strategy by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, 1, 2339-2346.

Enoka, R. M. (2008). *Neuromechanics of human movement* (4th ed.). Champaign: Human Kinetics.

Kellis, E., & Baltzopoulos, V. (1997). Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Medicine and Science in sports and exercise*, 1616 – 1623.

Komi, P. V., Kaneko, M., & Aura, O. (1987). EMG activity of the leg extensors muscles with special reference to mechanical efficiency in concentric and eccentric exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 8, 22 - 29.

Fitts, R. H. (1994). Cellular mechanism of muscle fatigue. *Physiological Reviews*, 74, 49 – 94.

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*. Philadelphia: Williams & Wilkins.

Hanzlová, J., & Hemza, J. (2009). *Základy anatomie pohybového ústrojí*. Brno: Masarykova Univerzita.

Havlíčková, L. (1999). *Fyziologie tělesné zátěže I. Obecná část*. Praha: Karolinum.

Havlíčková, L. (2003). *Fyziologie tělesné zátěže I.* (2nd ed.). Praha: Karolinum.

Havlíčková, L. (1999). Význam excentrické kontrakce pro posturu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 9-14.

Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42, 311 - 319.

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 anf kinesiology*, 15(1), 83 – 92.

Janda, V. a kol. (2004). Svalové funkční testy. Praha: Grada publishing.

Jirka, Z. (1990). Regenerace a sport. Praha: Olympia.

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.

Kellis, E., & Baltzopoulos, V. (1997). Muscle activation differences between eccentric and concentric isokinetic exercise. *Medicine & Science in Sport & Exercise*, 1616 – 1623.

Kenney, W. L., Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2012). *Physiology of sport and exercise* (5th ed.). Champaign: Human Kinetics.

Kittnar, O. et al (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada.

Klescht, V. (2008). *5 pilířů zdravého života*. Brno: ComputerPress.

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

Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 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.

Lukešová, Š. (2008). Jak bojovat s únavou. *Interní medicína pro praxi*, 10 (11), 536 – 538.

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

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 Science*, 20, 83 – 91.

Mohr, M., Krustup, P., & Bangsbo, J. (2003). Match performance of high-standard soccer players with special reference to development of fatigue. *Journal of Sport Science*, 21, 519 – 528.

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.

Myklebust, G., Engebretsen, L., Brækken, I. H., Skjøelberg, A., Olsen, O. E., & Bahr, R. (2003). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in female team handball

players: A prospective intervention study over three seasons. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 13, 71 - 78.

Niespodzinski, B., Lukowicz, M., & Mieszkowski, J. (2013). Differences in bioelectrical activity of quadriceps muscle during various types of contraction. *Baltic Journal of health and physical activity*, 5 (3), 184 – 190.

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

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

Olyaei, G. R., 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.

Pavlová, Z. et al. (1998). *Učební texty masáže a regenerace*. Vydání 1. České Budějovice: Jihočeská univerzita.

Potvin, J. R. (1997). Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *Journal of Applied Physiology*, 82, 144 - 151.

Pyšný, L. (1997). *Regenerace*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně.

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, 121 – 128.

Rodová, D., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(4), 173 – 177.

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

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.

Shei, R. J., & Mickleborough, T. D. (2013). Relative contributions of central and peripheral factors in human muscle fatigue during exercise: A brief review. *Journal of Exercise Physiology*, 16(6), 1 – 17.

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

Stackeová, D. (2004). *Metodika cvičení ve fitness centrech*. Praha: Univerzita Karlova v Praze.

Tesch, P. A., Dudley, D. A., Duvoisin, M. R., Hather, B. M., & Harris, R. T. (1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 138, 263 - 271.

Tourny - Chollet, C., & Leroy, D. (2002). Conventional vs. dynamic Hamstring-Quadriceps strength ratios: A comparison between players and sedentary subjects, *Isokinetic and Exercise Science*, 10, 183 - 192.

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada.

Velé, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.

Westerblad, H., Lee, J. A., Lannergren, J., & Allen, D. G. (1991). Cellular mechanism of fatigue in skeletal muscle. *American Journal of Physiology*, 261, 195 – 209.

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.

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.

Zahradník, D., & Korvas, P. (2012). *Základy sportovního tréninku*. Brno: Masarykova univerzita.

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 směrnici 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

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.
23. května 2013

Datum: _____

Příloha 3

Uložení elektrod při měření



A – přední strana dolní končetiny

B – zadní strana dolní končetiny

Příloha 4

Testovací pozice na přístroji IsoMed 2000

