

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI
FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

**Hodnocení unavitelnosti vybraných svalů dolní končetiny
během koncentrické a excentrické kontrakce před a po zátěži
pomocí poly-EMG u hráčů basketbalu**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Eliška Viznerová, Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2016

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Eliška Viznerová

Název diplomové práce: Hodnocení unavitelnosti vybraných svalů dolní končetiny během koncentrické a excentrické kontrakce před a po zátěži pomocí poly-EMG u hráčů basketbalu

Pracoviště: Katedra Fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2016

Abstrakt: Únava svalů dolní končetiny může mít negativní dopad na optimální zapojení svalů stabilizujících pohyb v kolenním kloubu. Jejich včasná aktivace a souhra jsou významnými faktory ovlivňujícími výskyt a četnost poranění kolene. Diplomová práce se zabývá problematikou aktivity vybraných svalů dominantní dolní končetiny ve vztahu k jejich unavitelnosti po standardizovaném zátěžovém protokolu. Analýza těchto svalů vztahujících se ke kolennímu kloubu má prokázat svalovou únavu projevující se jejich změnou aktivitou, snímanou pomocí povrchové poly-EMG. K měření byly využity přístroje NORAXON MyoSystem 1400A a IsoMed 2000. Testována byla aktivita m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. gastrocnemius lateralis a m. gastrocnemius medialis během koncentrické a excentrické kontrakce v izokinetickém režimu před a po standardizovaném basketbalovém zátěžovém protokolu BUP 28. Každé měření obsahovalo tři série po třech opakováních pohybu při úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s. Aktivita svalů byla vyhodnocena podle ukazatelů mean amplitude a mean frequency, pro statistické zpracování výsledků byl použit Wilcoxonův párový test. Výsledky studie prokazují zvýšení hodnot parametru mean amplitude u většiny testovaných svalů, nad hladinu statistické významnosti se dostaly hodnoty u šesti svalů. U parametru mean frequency došlo ke snížení hodnot u většiny testovaných svalů, přičemž nad hladinu statistické významnosti se dostaly hodnoty jedenácti svalů. Výsledky studie tedy prokazují změnou aktivitu vybraných svalů po zátěži ve smyslu potvrzení vzniku svalové únavy.

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

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification:

Author's first name

and surname: Bc. Eliška Viznerová

Title of the master thesis: Assessment of the activity of selected lower extremity muscles during concentric and eccentric muscle contractions using poly-EMG in young basketball players

Departement: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

The year of presentation: 2016

Abstract: Fatigue of the lower limb could negatively affect optimal muscle co-activation while stabilizing the movement of knee joint. The punctual activation and coordination of these muscles are significant factors that influence the incidence and frequency of knee injury. The Master Thesis deals with the issue of activation of selected muscles of the lower limb in relation to its fatigue after standardized load protocol. The analysis of these muscles related to knee joint should prove muscle fatigue which is manifested by its changed activity. The muscle activity is recorded by surface poly-EMG. For the purpose of the measurement, the devices NORAXON MyoSystem 1400A and IsoMed 2000 were used. The activity of following muscles was measured: m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. gastrocnemius lateralis and m. gastrocnemius medialis. These muscles were measured during concentric and eccentric contraction in isokinetic mode before and after standardized basketball load protocol BUP 28. The muscle activity was analysed using mean amplitude and mean frequency parameters. For the purpose of statistical evaluation the Wilcoxon pair test was used. The results of the study show the increase of mean amplitude values in the majority of measured muscles. Six of the muscles appeared to be above the level of statistical importance. The results also show the decrease of mean frequency values in the majority of measured muscles. Eleven of the muscles appeared to be above the level of statistical importance. The shift of the values of mean frequency thus function as a prove of muscle fatigue.

Key words: poly-EMG, muscle fatigue, concentric contraction, eccentric contraction, isokinetic dynamometry

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

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

V Olomouci dne 29. 4. 2016

.....

Děkuji Mgr. Amr Zaataroví, Ph.D. za odborný dohled, cenné rady, velkou dávku trpělivosti a pomoc při zpracování této práce. Dále děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat, PaedDr. Michalu Lehnertovi, Dr., Mgr. Zuzaně Xaverové a Bc. Adéle Fialové za spolupráci při měření a za podnětné konzultace.

Děkuji také mé rodině, přátelům a zejména životnímu partnerovi za nedocenitelnou morální podporu jak během zpracování této práce, tak v průběhu celého studia.

Obsah

1 Úvod.....	9
2 Teoretická část	10
2. 1 Sval	10
2. 1. 1 Stavba.....	10
2. 1. 2 Svalová kontrakce.....	12
2. 2 Svalová únava	14
2. 2. 1 Aerobní a anaerobní únava	15
2. 2. 2 Fyzická a psychická únava	15
2. 2. 3 Fyziologická a patologická únava.....	16
2. 2. 4 Centrální a periferní únava	16
2. 2. 5 Svalová únava ve vztahu k pohybové aktivitě.....	18
2. 2. 6 Svalová únava ve vztahu k věku.....	19
2. 3 Kolenní kloub	21
2. 3. 1 Stabilizátory kolene	21
2. 4 Basketbal.....	23
2. 4. 1 Statistická analýza pohybu v basketbalovém utkání.....	23
2. 4. 2 Zátěžový protokol v basketbale	24
2. 5 Povrchová elektromyografie.....	27
2. 5. 1 Limity EMG vyšetření	27
2. 5. 2 Faktory ovlivňující snímání signál.....	28
2. 5. 3 Vyhodnocení EMG signálu	29
2. 5. 4 Hodnocení svalové únavy pomocí EMG.....	30
2. 5. 5 Hodnocení svalové únavy pomocí povrchové EMG v klinických studiích. 30	
2. 6 Izokinetická dynamometrie.....	32
2. 6. 1 Limity izokinetické dynamometrie	32
3 Praktická část	34
3. 1 Hlavní cíl diplomové práce.....	34
3. 2 Dílčí cíle diplomové práce	34
3. 3 Hypotézy diplomové práce	34

3. 4 Metodika	35
3. 4. 1 Charakteristika měřeného souboru	35
3. 4. 2 Příprava před měřením.....	35
3. 4. 3 Technické podklady měření.....	36
3. 4. 4 Průběh měření	36
3. 5 Analýza měření	37
3. 6 Statistické zpracování dat	37
3. 7 Výsledky	38
3. 7. 1 Hypotéza 1	38
3. 7. 2 Hypotéza 2	40
3. 7. 3 Hypotéza 3	45
3. 7. 4 Hypotéza 4	47
3. 7. 5 Hypotéza 5	53
3. 7. 6 Hypotéza 6	56
3. 7. 7 Hypotéza 7	57
3. 7. 8 Hypotéza 8	62
3. 7. 9 Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean amplitude.....	64
3. 7. 10 Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frequency.....	66
4 Diskuze	68
5 Závěr	75
6 Souhrn.....	76
7 Summary	77
10 Referenční seznam.....	78
11 Přílohy.....	85

Seznam použitých zkratek

ATP	- adenosintrifosfát
BF	- m. biceps femoris
CP	- kreatinfosfát
EMG	- elektromyografie
EX	- extenze
FL	- flexe
GL	- m. gastrocnemius lateralis
GM	- m. gastrocnemius medialis
LCA	- ligamentum cruciatum anterius
LCP	- ligamentum cruciatum posterius
m	- musculus
MJ	- motorická jednotka
QF	- m. quadriceps femoris
SM	- m. semimembranosus
ST	- m. semitendinosus
VR	- vnitřní rotace
ZR	- zevní rotace

1 Úvod

Zranění pohybového systému ve sportu je poměrně častým jevem, do něhož se do jisté míry promítá také svalová únava. Obecně je během sportu nejnáchylnější oblastí poranění svalového aparátu dolní končetina, ze všech úrazů zaujímá tato oblast 70% poranění napříč všemi věkovými kategoriemi, a 61% u sportovců mladších 18 let (Bahr & Engebretsen, 2009; Rumpf & Cronin, 2012). Kolenní kloub zaujímá ve výskytu všech poranění u mužů 10%, přičemž nejvyšší četnost těchto úrazů je u kontaktních sportů, jako je fotbal, basketbal a ragby (Gordon, DiStefano, Denegar, Ragle, & Norman, 2014).

Zde je na místě zdůraznit, že do jisté míry může být za tato zranění zodpovědná svalová únava. Ta může ovlivnit aktivitu svalů, které zajišťují bezproblémový průběh pohybu, jako je například stabilita kolenního kloubu během krokového cyklu, dopadů, výpadů apod. Pokud jsou svaly unaveny natolik, že nejsou schopny dostatečně rychle reagovat na požadavky z řídicích center, může vzniknout poranění měkkých i kostěných struktur pohybového aparátu.

Mezi nejčastější úrazy v oblasti kolenního kloubu během kontaktních sportů se řadí poranění předního zkříženého vazy (LCA). Tento vaz patří mezi významné stabilizátory kolenního kloubu a ztráta jeho funkce zejména u sportovců se nahrazuje velice obtížně. Mechanismus poranění LCA může být různý, nicméně často je zde propojení s nedostatečnou funkcí dynamických stabilizátorů kolene, v tomto případě zejména hamstringů. Ty působí jako přímí antagonisté LCA, proto při jejich nedostatečné funkci je LCA nepřiměřeně zatížen. Dle Bahra a Engebretseny (2009) jsou právě hamstringy skupinou svalů, které při kontaktních sportech, jako je fotbal, basketbal, ragby aj., podléhají projevům únavy jako první a pravděpodobně díky tomu se řadí za LCA mezi nejčastěji postižené struktury kolene.

Cílem diplomové práce bylo zhodnotit aktivitu vybraných svalů dominantní dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie před a po absolvování standardizovaného simulovaného basketbalového utkání. Pomocí snímání signálu EMG byla analyzována aktivita těchto svalů a pomocí parametrů mean amplitude a mean frequency ozřejmena přítomnost svalové únavy.

2 Teoretická část

2.1 Sval

Sval, jeho stavba a zejména jeho kontraktilní funkce se zásadně dotýká tématu diplomové práce, proto je vhodné čtenáře seznámit alespoň se základními teoretickými poznatky.

Sval je možné definovat jako výkonný a funkční orgán pohybového systému. Funkčně rozdělujeme tři typy svalů: příčně pruhovaný, hladký a srdeční. Tyto dále můžeme rozdělit strukturálně na tři části: svalová vlákna dle typu svalu, vazivo, a pod jednu strukturální kategorii nervové a cévní svazky (Máček & Radvanský, 2011). Zjednodušeně lze říct, že hlavní úlohou svalů je přeměna chemické energie na mechanickou práci, která je definována jako svalová síla. Pro tuto vlastnost jsou stěžejní zejména dvě součásti systému: fungující nervosvalový přenos, který probíhá mezi sarkolemou a sarkoplazmatickým retikulem, a dále samotné vlastnosti sarkomer, které ovlivňují charakter vyprodukované síly. Základní vlastnosti, kterými svaly disponují a určují jeho charakter, jsou iritabilita, konduktivita, kontraktilita a adaptabilita (Rokyta et al., 2008).

2.1.1 Stavba

Pokud budeme při popisu stavby svalu postupovat z periferie směrem centrálně, narazíme nejprve na kolagenní obal, epimysium, který obaluje povrch svalu. Pod ním se nachází perimysium, které obaluje soubory fascikulů, kdy jednotlivý fascikul je shluk svalových vláken obklopen dalším obalem, endomysiem.

Svalová buňka (=svalové vlákno) je vícejaderný cylindrický podlouhlý útvar, který se rozměrově dle jednotlivých autorů značně liší, a to od 1-120 mm (Wilmore, 2008) až po 400 mm (Enoka, 2008) celkové délky svalového vlákna. Průměr na řezu udává Enoka (2008) 10-120 μm . Vlákno je složeno z několika desítek až tisíc myofibril, ty se skládají z jednotlivých filament tvořených dvěma typy kontraktilních bílkovin. Tyto dva typy vláken mají různou šířku, nazývají se proto tenká a tlustá filamenta. Tenká filamenta jsou tvořena dvojitou šroubovicí řetězců aktinu, k nimž jsou dále napojeny molekuly tropomyozinu, troponinu a nebulinu. Oproti tomu tlustá vlákna jsou tvořena dvojitou šroubovicí myozinu, jednotlivá vlákna jsou zakončena kulovitou hlavou (myozinová hlava). Tlustá filamenta obsahují kromě myozinu také protein titin. Rozdíl v průměru tlustých a tenkých vláken na řezu je značný, dle Ganonga (2005) je průměr

tenkých filament 7 nm, zatímco tlustých 12 nm. Rozdílná tloušťka tlustých a tenkých filament mimo jiné zapříčiňuje různou lomivost světla, což v kombinaci s pravidelným uspořádáním vláken vytváří typické svalové pruhování.

Jednotlivé úseky takto uspořádaných svalových vláken jsou označeny písmeny. Pomocí písmen jsou pak definovány následující úseky: sakromera, což je základní kontraktilní jednotka svalového vlákna (mezi liniemi Z); pruh A, ve kterém se nacházejí silnější vlákna; pruh I, který obsahuje tenká vlákna. Uprostřed pruhu A se nachází zóna H, ve které při svalové relaxaci nedochází k překrytí tlustých a tenkých vláken. Vprostřed pruhu I prochází linie Z, která je spojena s tenkými vlákny. Ke každé linii Z je připojeno přibližně 3-6 tisíc tenkých vláken (Ganong, 2005; Rokyta et al., 2008).

Svazky myofibril obaluje buněčná membrána zvaná sarkolema, ta je v klidové fázi a ve zkrácení uspořádána v záhyby, díky kterým je během aktivace svalu umožněno protažení svalového vlákna bez potrhání sarkolemy. Dále se na sarkolemě nachází junkční záhyby pro napojení nervosvalové ploténky. Důležitá úloha této membrány spočívá také v udržování acidobazické rovnováhy.

Prostor mezi myofibrilami (tedy pod sarkolemou) je vyplněn sarkoplazmou, což je hmota gelové konzistence, která napomáhá nervosvalovému přenosu. K tomuto ději přispívají zejména v sarkoplazmě obsažené T-tubuly, které začínají na povrchu sarkolemy a prostupují do sarkoplazmy ve směru kolmém na myofibrily. Tvoří tedy také spojení mezi vnějším a vnitřním prostředím, čímž umožňují přecházení látek a metabolitů z a do svalového vlákna. Další organelou, která napomáhá nervosvalovému přenosu je sarkoplazmatické retikulum. To je hlavní zásobárnou vápníkových iontů v buňce, a tedy nezbytná komponenta nervosvalového přenosu a následné kontrakce svalového vlákna (Ganong, 2005; Wilmore, 2008).

Základní komponentou propojující nervový a svalový systém je motorická jednotka (MJ), ta je definována jako seskupení svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem. Motorické jednotky jsou složeny z různého počtu svalových vláken, a to od několika jednotlivých vláken až po tisíc vláken v jedné MJ. V jednom svalu se nachází množství MJ o různé velikosti, což umožňuje značnou variabilitu v zapojování počtu MJ a tím poměrně přesné řízení velikosti generované síly. Zapojování MJ a produkce svalové síly je řízeno mírou sumace a frekvence akčních potenciálů přicházejících z CNS. Nábor MJ probíhá od nejmenších po největší, platí tedy, že čím menší MJ, tím větší excitabilita ale menší svalová síla. Postupný nábor MJ umožňuje gradaci svalové síly, přičemž aktivace MJ zpravidla probíhá asynchronně, díky tomu je

možno provést hladkou kontrakci celého svalu bez známek únavy v relativně dlouhodobém časovém horizontu. Svalová únava se projeví dle různých individuálních parametrů zejména třesem svalu, kdy nedochází k dostatečné relaxaci svalových vláken. Tento stav u zdravých jedinců nenastává spontánně, musí dojít k přetížení svalového systému (Ganong, 2005).

2. 1. 2 Svalová kontrakce

Zaměříme-li se na samotnou svalovou kontrakci, můžeme ji definovat dle Dylevského (2009) jako stav, během kterého je určitým množstvím svalových vláken vyvíjeno takové napětí, které se skrz úponovou šlachu projevuje jako síla generující pohyb nebo stabilizující aktuální polohu segmentu. Svalová kontrakce může být rozdělena dle vnější zátěže, rozsahu a směru akce na izometrickou a izokinetickou (Dylevský, 2009), a dále na koncentrickou, excentrickou a izotonickou (Dvořák, 2007).

2. 1. 2. 1 Izometrická a izokinetická kontrakce

Během izometrické kontrakce dochází ke zvýšení napětí svalu bez jeho viditelného zkrácení, kdy na segmenty generující pohyb působí konstantní odpor při jejich pohybu 0°/s.

Při izokinetické kontrakci probíhá konstantně pohyb i změna vzdálenosti mezi úpony svalu, za udržování neměnného momentu hybnosti. Aby byla tato podmínka dodržena, je tento pohyb jednoznačně proveditelný pouze na izokinetickém dynamometru (Dvořák, 2003; Hamill & Knutzen, 2009).

2. 1. 2. 2 Izotonická, koncentrická a excentrická kontrakce

Během izotonické kontrakce je na segmenty také vyvíjen konstantní odpor, zde je ale udržován změnou rychlosti segmentů. Během kontrakce je tedy napětí stejné, mění se míra zkrácení svalu (Dvořák, 2007).

Koncentrická kontrakce je charakterizovaná přiblížením svalových úponů a tedy zvětšením průřezu svalového bříška. Síla svalu působí ve stejném směru, v jakém se pohybuje segment. Označuje se také jako „pozitivní práce“.

Při excentrické kontrakci dochází naopak k oddálení úponů daného svalu a protažení svalu, je vykonáván „brzdny pohyb“. Síla svalu při této kontrakci je menší,

než síla, která zvnějšku působí na daný segment, pohyb probíhá ve směru působení této vnější síly (Lehnert, Novosad, Langer, Botek, & Neuls, 2010). Kontrakce se označuje jako „negativní práce“.

Jednotlivé druhy svalové kontrakce se dále liší energetickou náročností a mírou vyprodukované maximální síly. Z pohledu možné maximálně vyprodukované síly je stěžejním faktorem množství tzv. příčných můstků, vyskytujících se v myofibrilách. Při koncentrické kontrakci se se zvyšující se rychlostí pohybu počet těchto můstků snižuje, díky čemu je tento typ kontrakce nejméně výhodný (Hamill & Knutzen, 2009; Winter, 2005). Naopak je tomu u excentrické kontrakce, která je výhodná jak z pohledu většího výskytu příčných můstků během kontrakce, tak díky menší energetické náročnosti na provedení pohybu. Během excentrické kontrakce je sval schopný vyvinout stejně velkou sílu jako při koncentrické či izometrické kontrakci, a zapojit při tom menší množství motorických jednotek. Nábor motorických jednotek svalu je během excentrické kontrakce také mohutnější z důvodu sníženého prahu dráždivosti jeho alfa motoneuronů. Tento fakt Havlíčková (1999) vysvětluje podrážděním jak svalového, tak Golgiho šlachového tělíska, zvýší se tedy proprioceptivní aferentace z příslušného svalu. Oproti tomu během koncentrické kontrakce tato zvýšená aferentace není udržována z obou typů receptorů. Z uvedených závěrů tedy plyne také menší spotřeba ATP a kyslíku u excentrické kontrakce a z hlediska unavitelnosti svalu je tedy předpoklad větší výdrže při práci v excentrickém režimu, ve srovnání s ostatními druhy (Hamill & Knutzen, 2009).

2. 1. 2. 3 Porovnání parametrů typů svalové kontrakce v klinických studiích

Tento fakt podporuje svými závěry studie autorů Baroniho, Stocchera, Espírita Santa, Ritzeliho a Vaze (2011). Zde se autoři zaměřili na vliv typu kontrakce na velikost svalové síly, práce a svalové únavy při maximální volní izokinetické kontrakci. Studie měřila maximální sílu extenzorů kolenního kloubu v koncentrickém i excentrickém režimu. Z výsledků vyplývá, že výraznější pokles výkonnosti nastal u koncentrického typu kontrakce. Při porovnání energetického výdeje se prokázala větší provedená práce u excentrické kontrakce (19475 J), než u koncentrické (15758 J), a také únava se více projevila u koncentrické kontrakce (36%) v porovnání s excentrickou (18%).

Za povšimnutí také stojí závěry autorů poukazující na značnou koaktivaci antagonistů během maximální volní koncentrické kontrakce v izokinetickém režimu.

Bassa, Kotzamanidis, Siatras, Mameletzi a Skoufas (2002) srovnávali míru aktivace antagonistů při koncentrické a excentrické kontrakci u stehenních svalů v izokinetickém režimu kontrakce ($60^\circ/s$, $120^\circ/s$ a $180^\circ/s$) pomocí povrchové EMG. Srovnávána byla aktivita m. biceps femoris (BF) a m. vastus lateralis (VL). Ze závěrů plyne, že aktivita antagonistů byla větší během koncentrické kontrakce a zároveň se jejich aktivita během koncentrické kontrakce zvyšovala se zvyšující se úhlovou rychlostí prováděného pohybu.

Podobnou studii prováděli Aagard, Simonsen, Anderson, Magnusson, Bojsen-Møller a Dyhre-Poulsen (2000), zde autoři hodnotili míru zapojení antagonistů během izokinetické kontrakce o úhlové rychlosti $60^\circ/s$ s využitím povrchové EMG. Hodnocena byla míra aktivace hamstringů a m. quadriceps femoris (QF) během maximální koncentrické a excentrické kontrakce při izokinetickém režimu. Závěry studie dokazují značnou koaktivaci hamstringů během koncentrické kontrakce m. quadriceps femoris.

Ačkoliv se izokinetická kontrakce v běžném pohybovém programu člověka nevyskytuje, autoři (Bassa et al., 2002; Aagard et al., 2000) tento fenomén koaktivace antagonistů přisuzují snaze organismu o co největší stabilizaci kloubu při provádění silově náročného pohybu. Lze předpokládat, že se svaly takto budou chovat i u přirozeného typu kontrakce. Z výsledků měření by se sice mohlo zdát, že svaly působí svými momenty síly přesně proti sobě. Nicméně takto silná kontrakce pravděpodobně nemůže probíhat bez aktivace antagonistů nachystaných zmírnit následky poškození kloubu tahem agonistů při případném náhlém selhání přístroje, příp. v terénních podmínkách pádem apod.

2. 2 Svalová únava

Diplomová práce se zaměřuje na hodnocení únavy svalů porovnáváním jejich aktivity pomocí povrchové EMG. V následující kapitole je tento jev důkladně rozebrán a v závěru jsou prezentovány vybrané studie zaměřující se na vliv únavy na sportovní výkon, zejména ve vztahu ke stabilitě kolenního kloubu.

Definice svalové únavy je značně rozmanitá dle různých autorů. Obecně můžeme únavu definovat pomocí následujících ukazatelů: pH tkáně (přítomnost laktátu), zásoby glykogenu, míra prokrvení, snížení produkce maximální svalové síly, délka relaxace apod. Pro rozlišení únavy např. od úrazu je ale důležité do definice zahrnout také podmínku, že změny výše uvedených charakteristik mají reverzibilní charakter (Baghbaninaghadehi Ramezani, & Hatami, 2013; Williams & Ratel, 2013). Pro účely

této diplomové práce jsou stěžejní ukazatele únavy pro snímání povrchového EMG signálu, které jsou dle Kallenberga, Shultea, Disselhorst-Kluga a Hermese (2007) zvýšení amplitudy signálu a snížení jeho spektrální frekvence.

Podle množství definic se dá soudit, že únava je značně složitý jev, na kterém se podílí množství faktorů a probíhá na několika úrovních lidského organismu. Proto se pro přehlednost dá také rozdělit podle několika kritérií. Dle spotřeby kyslíku během zátěže na aerobní a anaerobní, dle intenzity výkonu na fyziologickou a patologickou a dle strukturální příčiny vzniku na centrální a periferní (Latash, 2008, Williams & Ratel, 2013).

2. 2. 1 Aerobní a anaerobní únava

Aerobní únava vzniká při pohybové aktivitě, kdy je dodržena dostatečná dodávka kyslíku pracujícím svalům, tedy za aerobních podmínek. Tento typ únavy nastupuje pomalu, výkon probanda je limitován poklesem energetických zásob glykogenu. Během pohybové aktivity na aerobní úrovni je energie získávána převážně štěpením tuků. Při zvyšování intenzity aerobní zátěže dochází ke zvýšení požadavků na dodání kyslíku, a pokud transportní systém není schopen tento požadavek naplnit, přechází organismus k anaerobnímu procesu získávání energie.

Zde únava v porovnání s aerobním krytím energetického výdeje nastupuje rychle. Dochází k takové produkci laktátu, kterou organismus není schopen dostatečně rychle odbourávat a dochází tedy k rozvoji metabolické acidózy. Acidóza ovlivňuje pohyb iontů na buněčných membránách a tím zhoršuje podmínky pro vznik a vedení akčních potenciálů a následně kontraktilitu svalstva. Mimoto také dochází k poklesu glykolýzy, snížení tvorby adenosintrifosfátu (ATP) a kreatinfosfátu (CP). Pokud je anaerobní zátěž prováděna intermitentně, organismus je schopen laktát odbourávat dostatečně rychle a nedochází k acidóze a útlumu glykolýzy, pokud ovšem nedojde k vyčerpání zásob glykogenu.

2. 2. 2 Fyzická a psychická únava

Dále je vhodné uvést také možnost rozdělení únavy na fyzickou a psychickou. Ne vždy jsou tyto pojmy zcela odloučeny, často je fyzická a psychická forma únavy propojena. Z hlediska unavitelnosti svalů v souvislosti s vrcholovým výkonem je ovšem nutné brát v potaz i toto dělení a to zejména co se klinických příznaků týká. Fyzická a

psychická únava je dle Nauzy (1999) podkategorií anaerobního typu únavy. Fyzická únava je obvykle subjektivně vnímána jako tíha, slabost, bolest či ztuhnutí svalů. Objektivně se projevuje poklesem svalové síly, ztrátou rychlosti a zhoršením koordinace pohybu, svaly mají sklon k třesu a křečím. Pro fyzickou únavu jsou typické změny na svalových vláknech. Psychická únava je subjektivně probandy popisována jako pocit vyčerpání, se ztrátou koncentrace, zhoršením paměti nebo ospalostí. Problémem ovšem je přítomnost zhoršeného odhadu vlastních schopností, snížení adaptability na nové situace, snížení zájmu o okolí až apatie (Meško, 2005).

2. 2. 3 Fyziologická a patologická únava

Fyziologická únava vzniká zcela přirozeně během pohybové aktivity a stejně přirozeně mizí již před ukončením aktivity, nebo v následném období regenerace. Nejprve se projevuje zhoršením koordinace a jemné motoriky, změnami techniky apod., čímž se mají vyvolat adaptační mechanismy vedoucí ke zvýšení výkonnosti. Dá se tedy považovat za jev kladný, má vždy plně reverzibilní charakter a může se projevovat místně nebo celkově. Oproti tomu patologická únava je projevem často se opakující fyzické aktivity, po které není věnován dostatečný čas plnému zotavení (Máček & Vávra, 1998). Akutní stupeň patologické únavy se často označuje jako přetížení, je zde typické prohloubení příznaků fyziologické únavy. Objevují se bolesti hlavy, třes prstů, zhoršené vnímání, nauzea, křeče, bledost, rychlý a mělký dech i tep a proteinurie. U těžšího stupně klesá krevní tlak, dochází k poruchám termoregulace a může nastat až selhání krevního oběhu. Chronická patologická únava je typická dlouhodobým poklesem výkonnosti, poruchami spánku, poklesem hmotnosti, podrážděností, apatií. Těžší stupeň se označuje jako syndrom přetrénování, vznik je spojován s dlouhodobým nerespektováním regeneračních potřeb organismu. Chronické přetěžování organismu může mít paradoxně za následek úbytek svalové hmoty (Máček & Vávra, 1998).

2. 2. 4 Centrální a periferní únava

Centrální únavu popisují Sharples, Gould, Vandenberg a Kalmar (2016) jako progresivní redukci schopnosti CNS maximálně aktivovat sval, přičemž původ tohoto stavu leží na spinální a supraspinální úrovni. Autoři charakterizují tuto únavu redukovanou produkcí signálů z motorického kortexu do motoneuronů, což má za následek sníženou aktivaci svalů. Autoři prezentují studii, kdy pro svůj výzkum využili

transkraniální magnetické stimulace. Díky té zjistili, že u centrální únavy je kortikospinální excitabilita redukována jak během samotného únavového protokolu využívajícího maximální kontrakci svalu, tak během následující fáze regenerace organismu po zátěži. Máček a Radvanský (2011) dávají také do souvislosti s centrální únavou změnu koncentrace serotoninu a dopaminu v thalamu, což má za následek zejména diskomfort psychického rázu: pocit nevěle a ztráty chutě k pokračování ve výkonu. Centrální únava má často dlouhodobý průběh, na rozdíl od periferní, jejíž příznaky mizí po ukončení zátěže nebo během následné regenerace organismu.

Výzkumná část této diplomové práce se zabývá zejména periferní únavou, konkrétně při dynamické práci, proto bude tato problematika popsána detailněji. Periferní únava je definována změnami na samotném svalovém vlákne a na nervosvalové ploténce. Její projevy zahrnují momentální pokles výkonnosti až neschopnost pokračovat v další aktivitě. Vznik periferní únavy je zapříčiněn několika faktory, např. momentální zásobou a dodáním energetických zdrojů, vznikem, hromaděním a rychlostí odvodu produktů metabolismu, kontraktibilní schopností svalových vláken, funkčností nervosvalové ploténky a dalšími (Latash, 2008; Sadri, Khani, & Sadri, 2014). Tento typ únavy může být vyvolán celkovou nebo lokální dynamickou prací, nebo statickou odporovou prací.

Dynamická lokální práce znamená činnost jednoho svalu, nebo skupiny synergistů a to buď při koncentrické, nebo excentrické kontrakci. Při dynamické lokální práci sval po určité době dosáhne prahu vyčerpání, který označuje hranici jedince do které je schopen podávat nejvyšší výkon. Po jejím dosažení již nelze výkon dále zvyšovat. Při pokračování pohybové zátěže po dosažení prahu se začínají projevovat fyziologické změny funkcí. Při provádění lokální dynamické práce svalem je pomocí EMG signálu zaznamenána suma akčních potenciálů šířících se svalovými vlákny, tento záznam v průběhu lokální práce není konstantní. Při práci o velké intenzitě se zvyšuje amplituda a snižuje se frekvenční spektrum, z mechanického hlediska zde dochází ke snižování maximální síly kontrakce (Baghbaninaghadehi, et al., 2013; Latash, 2008; Shei & Mickleborough, 2013).

U celkové dynamické práce se jedná o souhru několika svalových skupin, které vzájemně fungují ve složitých řetězcích a vzniká dynamický pohybový vzor. Jedná se například o chůzi. Pro únavu při celkové dynamické práci je vhodné definovat pojem kritický výkon. Jedná se o stav, který nastupuje při stupni intenzity zátěže, kterou může jedinec produkovat po takovou dobu, dokud nedojde k vyčerpání jeho energetických

rezerv. Pokud nadále dochází ke stupňování intenzity zátěže, jedinec je donucen práci přerušit. U statické odporové práce je projevem únavy zejména snížení maximální svalové síly (Shei & Mickleborough, 2013).

2. 2. 5 Svalová únava ve vztahu k pohybové aktivitě

Únava a její klinické projevy přinášejí rizika, na která je nutné myslet zejména vzhledem k provádění pohybové aktivity a to jak amatérsky, tak na vrcholové úrovni. Nerespektování únavy a potřeb pozátěžové regenerace může vést k problémům spojeným s výše popsanou patologickou únavou až k riziku vážnějšího úrazu. Následující text nabízí náhled na studie zaměřující se na vliv únavy svalů dolních končetin na pohybovou aktivitu.

Cortes, Greska, Ambegaonkar, Kollock a Onate (2014) se zabývají změnami kinematiky kolenního kloubu po zátěžovém testování u vrcholových sportovkyň. Dle autorů má únava negativní vliv na biomechaniku dolních končetin během sportovního výkonu, kdy je u zdravých jedinců nejvíce ohrožen kolenní kloub a zejména pak ligamentum cruciatum anterius (LCA). Svalová únava se na dolních končetinách totiž projevuje zvýšením flexe v kyčelním i kolenním kloubu a zvýšením valgozity kolenního kloubu zejména při iniciálním kontaktu dolní končetiny s podložkou. Kloub v tomto neideálním valgotickém nastavení musí mimo zátěže LCA odolávat také větší bočné střižné síle. Stabilita kolene je tedy vlivem únavy ohrožena zejména při dopadech na jednu dolní končetinu, rychlých změnách směru a prudkém zastavení. Ačkoliv musí vrcholoví hráči basketbalu snášet vysoké tréninkové dávky a čelit projevům únavy zejména během zápasů, je riziko úrazu díky svalové únavě značné. K samotné neuromuskulární únavě dolních končetin se často přidává také únava psychická, která se projevuje při úkolech, vyžadujících rychlé reakce a rozhodování. Pro hráče basketbalu jsou tímto myšleny rychlé reakce během hry, kdy je nutná okamžitá adaptace na herní situaci a na manévry ostatních hráčů. Zde se tedy dále zvyšuje riziko neideálního pohybového vzoru vlivem únavy, který může způsobit úraz. Studie se účastnilo 18 hráček fotbalu na profesionální úrovni bez jakýchkoliv předešlých zranění dolních končetin. Hráčky podstoupily měření pomocí infračerveného systému snímání pohybu Vicon a pomocí silových plošin před, během a po zátěžovém protokolu. Zátěžový protokol byl simulací herních situací, obsahoval složky rychlého a pomalého běhu,

změn směru, výskoků a zastavení na místě. Tento zátěžový protokol tedy lze využít i pro účely testování jiných kontaktních sportů, mj. i basketbalu (Cortes et al., 2014).

Yalfani, Gandomi a Abbasi (2013) prezentují studii zaměřenou na vliv svalové únavy na propriocepci v oblasti kotníku a kolene a na dynamické řízení posturálního nastavení těla. Dle autorů únava způsobuje snížení citlivosti svalových vřetének pracujícího svalu a aferentních motorických drah vedoucích do CNS, tím je snížena jak rychlost motorické odpovědi svalů, tak koordinace svalů během prováděných pohybů. Stejně jako Cortes et al. (2014), i v této studii se autoři shodují, že svalová únava může být chápána jako predispozice vzniku úrazu jednak ve smyslu snížení rychlosti motorické odpovědi, a dále ve smyslu postupných neideálních změn v nastavení kloubů. Yalfani et al. (2013) riziko úrazu navíc přisuzují také snížené propriocepci jako důsledku neuromuskulární únavy. Tento závěr vychází z jejich studie, která testovala dynamické řízení postury a vliv únavy na propriocepci v oblasti kolene a kotníku u 28 mladých neprofesionálních sportovců rozdělených do výzkumné a kontrolní skupiny. Měření probíhalo před a po zátěžovém protokolu, který sestával z těchto úkolů: sprint vpřed, běh stranou, běh vzad, poskoky na danou vzdálenost a výskoky na bedýnku. Změny propriocepce byly zaznamenány před a po zátěžovém protokolu na základě Star Excursion Balance Test (SEBT) na dominantní i nedominantní dolní končetině.

Bahr a Engebretsen (2009) dávají ve své studii do souvislosti vznik únavových poranění muskuloskeletárního aparátu s časem, který sportovci stráví ve hře. Na základě testování zátěže v laboratorních podmínkách u vrcholových hráčů fotbalu, amerického fotbalu, rugby a basketbalu autoři zjistili zvýšené riziko poranění hamstringů se zvyšujícím se časem hry. Zde autoři přisuzuje zranitelnost právě těchto svalů nejvyššímu poklesu svalové síly během zápasu v porovnání s ostatními svaly, a to zejména ve třetí třetině herního času.

2. 2. 6 Svalová únava ve vztahu k věku

Je také důležité připomenout, že projevy únavy mají rozdílné parametry napříč věkovými kategoriemi. S přibývajícím věkem se mění vlastnosti svalové tkáně. Mezi ty se řadí například sarkopenie, zvyšování množství nitrosvalového tuku, snížení počtu motorických jednotek, snížení počtu svalových vláken typu II apod. Všechny tyto faktory ovlivňují také vlastnosti svalové únavy, která se ve většině případů projevuje

dříve a sval podléhá delší regeneraci. Svalová síla jako taková s přibývajícím věkem klesá.

Tomuto neopomenutelnému vztahu věku a svalové únavy v oblasti kolenního kloubu se věnují Hodden, Plashkes, Franklin, Hickey a Maly (2014). Autoři se zde zaměřili na porovnání parametrů svalové únavy vzhledem k věku probandů. Testované skupiny byly dle věku rozděleny na první skupinu o průměrném věku $22,6 \pm 1,9$ let a druhou o průměrném věku $69,5 \pm 2,4$ let. Studie testovala pomocí povrchové EMG parametry flexorů a extenzorů kolenního kloubu při maximální volní izometrické flexi a extenzi, a při posazování na židli. Z výsledků studie plyne zejména zvýšení potřeby koaktivace flexorů (m. biceps femoris) a extenzorů kolene (m. quadriceps femoris) s přibývajícím věkem probandů a stupněm svalové únavy během izometrických kontrakcí. Tento jev autoři připisují potřebě zvýšení stability kolenního kloubu právě pomocí koaktivace svalů. Tato potřeba je naplňována z důvodu celkové snížení svalové síly a snížené reakční doby svalů při provádění pohybů u starší skupiny. Koaktivace zde tedy působí jako kompenzační mechanismus. U obou skupin byla během izometrických extenzí pozorována výraznější koaktivace m. biceps femoris se zvyšujícím se stupněm únavy m. vastus lateralis, ale obdobná reakce nebyla pozorována u m. quadriceps femoris při flexi. Tento fenomén autoři přisuzují posturální funkci BF pro udržení stability kyčelního kloubu spolu s funkcí kolenního flexoru. Z tohoto důvodu je pravděpodobně BF na rozdíl od VL aktivní i během extenze v koleni.

Fakt, že na parametrech únavy ve vztahu ke zvyšujícímu se věku se projevuje velká spousta dalších faktorů potvrzují Hunter, Critchlow a Enoka (2005). Autoři prezentují studii zaměřenou na porovnání parametrů svalové únavy u skupiny mladších ($21,5 \pm 4,4$ let) a starších ($71,3 \pm 2,9$ let) probandů. Zátěžový protokol je zde zaměřen na provádění izometrické kontrakce svalů o co nejdelším trvání, ovšem o intenzitě 20% maximální svalové síly daného svalu. Výsledky ukazují, že dané parametry izometrické kontrakce byli schopni déle udržet starší probandi. Autoři tento závěr přisuzují závěrům měření povrchové EMG, které ukazují strmější nárůst hodnoty mean amplitude, nárůst frekvence svalových vzruchů a zvyšující se námahu svalů u mladších probandů. Lze tedy pro tuto studii shrnout, že nástup svalové únavy během submaximální izometrické kontrakce byl u starších probandů pozvolnější, než u mladších.

2. 3 Kolenní kloub

Následující kapitola uvádí nejdůležitější poznatky z oblasti anatomie a kineziologie kolenního kloubu. Toto krátké shrnutí má čtenářům prezentovat vybrané základní parametry kolene pro bližší pochopení spojitosti struktury tohoto kloubu s problematikou jejího narušení vlivem únavy.

Kolenní kloub je označován za největší a nejsložitější kloub lidského těla. Jedná se o složený kloub tvořený kondyly femuru, tibií a patellou. Mezi další pasivní struktury pohybového aparátu kolene řadíme jeho menisky, ligamenta, šlachy a bursy. Následující text uvádí ty struktury, které se nejvíce podílí na stabilitě kolene. Styčné plochy femuru a tibie jsou vypořádány vazivovými chrupavčitými menisky, které vyrovnávají povrch kloubních ploch, zvětšují jejich kontaktní plochu, zabraňují jejich opotřebení, napínají a brání uskřínutí kloubního pouzdra, zlepšují lubrikační schopnosti synoviální tekutiny a zmenšují tření. Dále je kloub obklopen několika vazy. Na bočních stranách kloubu se nacházejí kolaterální vazy (mediální a laterální), které při anatomickém postavení brání klouzání kloubních ploch do stran, valgizaci a varizaci kloubu, vnitřní a vnější rotaci kloubu a předozadnímu posunu tibie. Uvnitř kolenního kloubu, mezi femurem a tibií se dále nachází dva zkřížené vazy, ligamentum cruciatum anterius (LCA) a posterius (LCP). LCA kontroluje předozadní stabilitu kloubu, brání ventrálnímu posunu tibie vůči femuru a její vnitřní rotaci. LCP omezuje dorzální posun tibie vůči femuru a její zevní rotaci.

Aktivní komponenty pohybového aparátu kolene tvoří svaly. Jedná se o m. quadriceps femoris (QF), m. sartorius, m. gracilis, m. semitendinosus (ST), m. semimembranosus (SM), m. triceps surae (m. gastrocnemius medialis GM, m. gastrocnemius lateralis GL, m. soleus), m. biceps femoris (BF) a m. popliteus.

Pohyby kolenního kloubu jsou značně složité, zahrnují v sagitální rovině flexi (FL) a extenzi (EX) s rotační a valivou komponentou. Dále je možné popsat vnitřní (VR) a zevní rotaci (ZR) a latero-laterální translaci tibie vůči femuru (joint play). Posledně jmenovaný pohyb by se ovšem neměl vyskytovat spontánně (Kapandji, 2002). Podrobný popis rozsahů pohybu v kloubu není předmětem této práce.

2. 3. 1 Stabilizátory kolene

Vzhledem k bipedální povaze lidské chůze a postavení kolenního kloubu mezi dvě dlouhé páky-femur a tibií- jsou zejména na měkké tkáni kolene kladeny vysoké nároky ve smyslu odolávání extrémním momentům sil. Tento kloub disponuje vysokou

složitostí neuromuskulárních mechanismů zodpovědných za koordinaci, timing aktivace stabilizátorů kolene, rychlost reakčních časů a podobně. Pro dobrou stabilizaci kolene je vhodné zachování několika podmínek, při absenci některé z nich hrozí zvýšené riziko přetížení ostatních. Mezi tyto podmínky patří vhodné anatomické postavení kloubu, souhra pasivních a aktivních stabilizátorů kolene a neporušená neuromotorická kontrola označovaná jako propiocepce (Ageberg, 2002; Minshull, Eston, Rees, & Gleeson, 2012; Nýdrle & Veselá, 1992; Scholes, McDonald, & Parker, 2012).

Samotnou stabilitu kolene zajišťuje jeho svalový a vazivový aparát, a menisky. Tento systém se pro přehlednost dělí na statické a dynamické stabilizátory. Mezi statické řadíme ligamenta, kloubní pouzdro a menisky, a mezi dynamické patří svaly (Nýdrle & Veselá, 1992; Samaan, Hoch, Ringleb, Bawab, & Weinhandl, 2015). Statické stabilizátory lze dále rozdělit na centrální, což jsou LCA a LCP, mediální kolaterální vaz (lig. collaterale mediale), mediální meniskus, posteromediální část kloubního pouzdra a úpon SM. Mezi laterální statické stabilizátory řadíme lig. collaterale laterale, laterální meniskus, posterolaterální část kloubního pouzdra, lig. popliteum arcuatum a tractus iliotibialis.

Dynamické stabilizátory se dělí na extenzorový aparát, kam patří QF, na mediální stabilizátory, což jsou šlachy m. sartorius, m. gracilis, ST a GM. Mezi laterální stabilizátory patří tractus iliotibialis, BF, a GL.

Za nejstabilnější polohu je u kolenního kloubu považována plná extenze („uzamčené koleno“), při které na sebe plně naléhají kloubní plochy a statické i dynamické stabilizátory kolene jsou napjaty, pokud nejsou poraněny. Při flexi kolene dochází k postupnému povolování vazů, a funkci hlavních stabilizátorů přejímají dynamické stabilizátory, tedy svaly. Jejich funkce je zajištění co nejoptimálnějšího naléhání kloubních ploch při celém průběhu flexe. Spolu s vazivovým aparátem je jejich další funkcí zabránění nefyziologickým pohybům kolene, tj. např. valgotizaci, varotizaci, rotaci kolene při prudkých změnách směrů pohybu apod. Z pohledu lokomoce je pro stabilizaci kolene nejdůležitějším dynamickým svalem QF, zejména pak vastus medialis (VM) a vastus lateralis (VL), které při chůzi a běhu uzamykají koleno a brání jeho rekurvaci (Kapandji, 2002; Samaan et al., 2015; Silva, Silva, Aragao, Ferrari, Alves, & Azevedo, 2014). Pro stabilizaci kolene, ale i celkové postury je neopomenutelná také aktivita hamstringů. Při chůzi a běhu se hamstringy zapojují těsně před a na začátku fáze heel strike a následně brzdí švih dolní končetiny na konci švihové fáze kroku. Při běhu je nejvyšší aktivita hamstringů těsně před dosažením

maximální flexe v kyčli a po zahájení extenze v koleni při švihové fázi (Travell & Simons, 1993). Souhra QF a hamstringů a zejména poměr jejich sil je stěžejní pro ochranu pasivních struktur kolene před poraněním. Z tohoto důvodu se tzv. H/Q poměru (hamstring/quadriceps) věnuje řada studií využívající jako výzkumnou metodu právě EMG a izokinetickou dynamometrii.

Vzhledem k tomu, že svaly se řadí mezi kontraktilní tkáň, tak při zvýšené zátěži podléhají únavě a tím klesá jak jejich výkonnost, tak i stabilizační funkce, což může vyústit v poranění jakékoli komponenty muskuloskeletárního aparátu kolene.

2. 4 Basketbal

Basketbal je dobře známým míčovým kontaktním kolektivním sportem, kdy hráči provádí nepřetržitou pohybovou aktivitu po dobu 40 minut čistého času rozdělenou do 4 čtvrtin s přestávkami. Abdelkrim, El Fazaa, a El Ati (2007) definují hru jako intermitentní sportovní výkon během kterého hráči dosahují různých stupňů intenzity zátěže. Od pohybu vysoké až maximální intenzity (sprint, vertikální výskok) po pohyb nízké intenzity (chůze, stoj při přerušení hry). Jedná se především o náhlé přechody z klidové fáze do pohybu, rychlé změny pohybu, výskoky, změny tempa hry, zrychlení a zastavení. Hráči se pohybují v rámci celého hřiště spíše po malých plochách, běh přes celou délku hřiště není příliš častý. K tomu je připojeno množství osobních soubojů mezi hráči a silová hra tělem (Dobrá & Velenský, 1987).

2. 4. 1 Statistická analýza pohybu v basketbalovém utkání

Pohybová zátěž o vysoké až maximální intenzitě se dle Abdelkrim et al. (2007) pohybuje během hry v rozmezí 13-18% čistého času u všech hracích pozic, přičemž při porovnání této výkonnosti v rámci čtvrtin hry hráči hrají vysokou intenzitou nejvíce v první čtvrtině. McInnes, Carlson, Jones a McKenna (1995) dokazuje dynamickou povahu basketbalu ve své studii zaznamenáním průměrně 997 ± 183 změn směrů v čistém čase utkání připadající na jednoho hráče, což připadá na jednu změnu směru za 2 s hracího času. Abdelkrim et al. (2007) uvádějí 1050 ± 51 počet změn směrů a Klusemann, Pyne, Hopkins, and Drinkwater (2013) udávají počet tohoto parametru 809 ± 80 . Další statistické údaje zveřejňuje McKeag (2003), který hodnotí procentuální zastoupení lokomočních pohybů na hřišti. Autor uvádí, že běh (od poklusu po sprint) představuje 34,6 % pohybu, výskoky 4,6 % a chůze či stání 29,6 % všech pohybů. Co se

týká intenzity prováděných pohybů, dle autora probíhá během hry 65 % veškerých činností ve vyšší intenzitě zátěže, než je intenzita zátěže při chůzi.

Dále lze statisticky zhodnotit vzdálenost, kterou hráči během čistého času utkání uběhnou. Dle autorů Erčulj, Dežman, Vukovič, Perš, Perš a Kristian (2008) je to $6235 \text{ m} \pm 354 \text{ m}$, dále Hůlka, Cuberek a Bělka (2013) prezentují vzdálenost $5880,91 \text{ m} \pm 831,01 \text{ m}$. Narazaki, Berg, Stergiou a Chen (2009) prezentují průměrný počet výskoků v čistém hracím čase $17,3 \pm 8,4$.

Z uvedených statistických přehledů jsou zřejmé vysoké výkonnostní požadavky na hráče. Castagna, Manzi, D'Ottavio, Annino, Padua a Bishop (2007) prezentuje jako důležitý herní požadavek u hráčů schopnost opakování sprintů (repeated sprint ability), kde se jedná o opakované dosažení maximální běžecké rychlosti. Zde je důležitým prvkem trénink aerobní síly a anaerobní kapacity. U basketbalu se ovšem setkáváme také s vysokými počty náhlých a často nepředvídatelných změn směru pohybu, což zatěžuje zejména kolenní klouby a je zde proto kladen důraz na jejich stabilitu. V ideálním případě jsou stabilizátory kolene trénovaných jedinců bez problému schopny tuto herní zátěž zvládnout. Problém ovšem může nastat při projevech únavy svalového aparátu díky kterým se zvyšuje riziko úrazu. O vlivu únavy svědčí zejména fakt, že s postupujícím časem hry postupně klesá i celková výkonnost a herní nasazení hráčů, jako potencionální obranný mechanismus vzniku úrazu (Castagna et al., 2007; Gordon et al., 2014; Madigan & Pidcoe, 2003).

2. 4. 2 Zátěžový protokol v basketbale

Basketbalu jako celosvětově rozšířenému a populárnímu sportu se věnuje řada výzkumů a odborných studií. Mezi nejrozšířenější témata ve spojitosti s touto hrou patří zaměření na nebezpečí vzniku úrazu, analýza hry jednotlivých hráčů, určení vhodného typu hrací a tréninkové strategie, efekt typu obuvi na vznik zranění a podobně. Většina těchto studií se navíc odehrává v laboratorních podmínkách, ne na basketbalovém hřišti. Ve srovnání s těmito tématy zaujímá testování úrovně zátěže a samotný design zátěžového protokolu relativně malé procento výzkumů (Nigg, Whitting, Tomaras, Davis & Nigg, 2015).

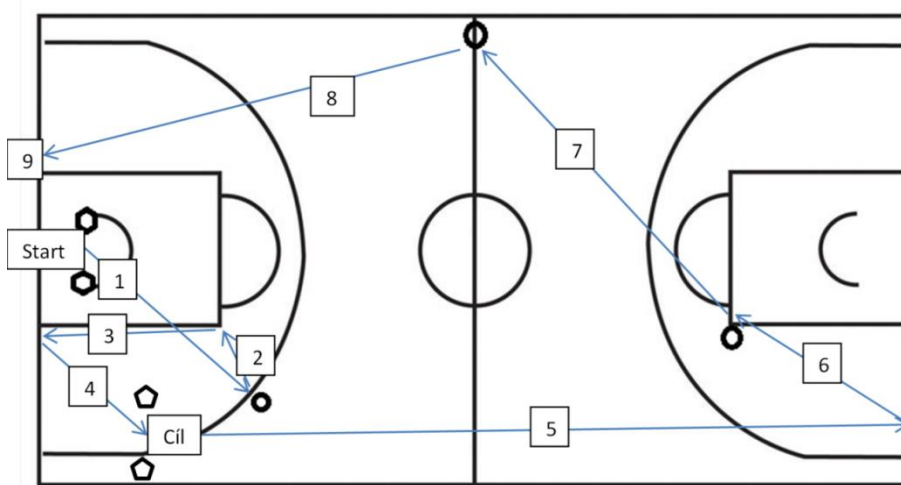
Úroveň zátěže hráče během basketbalového utkání je ovlivněna několika faktory. Jako příklad lze uvést úroveň hry, hráčovu celkovou kondici, hrací pozici, či kvalitu hry protihráčů. Studie zabývající se zátěží během basketbalového utkání jsou nejčastěji založeny na analýze časového rozložení intenzity pohybové aktivity během jednoho

utkáni. Úkolem těchto zátěžových protokolů je tedy co nejpřesněji kopírovat průměrnou pohybovou zátěž hráče během utkání, zatížení ale často není přizpůsobeno každému hráči dle jeho hrací pozice (Di Salvo, Baron, Tschan, Montero, Bachl, & Pigozzi 2007; Erčulj et al., 2008; Hůlka et al., 2013; Samaan, et al., 2015; Williams, Abt, & Kilding, 2010).

Pro účely testování únavy svalů dolních končetin v rámci této diplomové práce bylo využito zátěžové testování simulující basketbalové utkání, BUP 28. Basketbalové utkání sice trvá 40 min čistého času, ale pravidla umožňují opakované střídání, hráči tedy na hrací ploše stráví podstatně méně času. Dle studií monitorujících průměrnou délku hry jednotlivého hráče během basketbalu byla tato stanovena na $28,40 \pm 3,98$ min. Proto je délka trvání zátěžového protokolu BUP 28 stanovena na 28 minut. Validita protokolu je zajištěna nastavením vybraných parametrů na srovnatelné úrovni se zátěžovými protokoly trvajících 40 minut. Jedná se o počet uběhnutých metrů, počet výskoků, opakování akcí o maximální intenzitě, počet změn směrů a monitoring tepové frekvence.

Zátěžový protokol je stejně jako basketbalové utkání rozdělen na čtyři části. Mezi první a druhou čtvrtinou, a třetí a čtvrtou čtvrtinou mají probandi dvouminutovou přestávku, mezi druhou a třetí čtvrtinou trvá přestávka 15 minut. Každá část se skládá ze 17 sérií akcí simulujících herní situace, přičemž jsou zde zastoupeny aktivity o maximální, submaximální, nízké intenzitě a stání. Postup protokolu a jednotlivé úseky jsou popsány na obrázku č. 1. Míra únavy byla zhodnocena na základě nejlepšího dosaženého času ze všech sérií, celkovým časem provedení protokolu a poklesem rychlosti.

Obrázek 1: Měřené úseky zátěžového protokolu BUP 28



Legenda:

Každý sudý start série začíná výskokem a dotekem desky koše; 1: sprint mezi značkami; 2: boční ústupový manévr, levou nohou vpřed; 3: boční ústupový manévr, pravou nohou vpřed; 4: sprint; 5: běh střední intenzitou, od půlící čáry běh nazad; 6: ústupový manévr střední intenzity; 7 + 8: chůze; 9: stoj.

Podobný zátěžový protokol, Basketball-20, prezentuje Nigg et al. (2015). Tento protokol se velmi podobá BUP 28 s několika rozdíly. Celé měření je rozděleno do čtyř dní, kdy první dva probíhá familiarizace s průběhem zátěžového protokolu, antropometrické vyšetření, testování maximální srdeční frekvence a VO_2 max. Další dva dny jsou vyhrazeny samotnému provedení protokolu. Ten je rozdělen do pěti částí, podobně jako BUP 28 se odehrává na basketbalovém hřišti a jednotlivé fáze obsahují prvky hry o rozdílné intenzitě zátěže simulující reálné basketbalové utkání.

2. 5 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (surface electromyography, SEMG) je metoda využívající přístrojové techniky ke snímání elektrických potenciálů kosterních svalů a to jak během pohybu, tak v klidu. Jedná se o neinvazivní metodu, kdy jsou snímány bioelektrické signály svalů za použití nejčastěji dvou elektrod pro jeden sval, tedy bipolární technikou. Povrchová EMG snímá signál z několika motorických jednotek, které jsou nejbližší elektrodám. Oproti tomu jehlová EMG snímá signál zvykle z jediné motorické jednotky, v závislosti na velikosti svalu. Je možné snímání aktivity více svalů, v tom případě se používají vícekanálové přístroje a hovoříme o poly-EMG. Metodu lze využít pro analýzu zapojování jednotlivých svalů, pro hodnocení jejich aktivity, únavy, synergie apod. Metoda je tedy vhodná např. pro hodnocení tréninkové zátěže, hodnocení efektu rehabilitace, okamžitý biofeedback (Krobot & Kolářová, 2011).

Podstatou je snímání akčních potenciálů motorických jednotek svalu, tedy transmembránového proudu na úrovni sarkolemy, které se projevují na kůži nad svaly. Pokud se jedná o bipolární techniku snímání, na obou elektrodách jsou snímány ve stejném okamžiku různé elektrické potenciály vzhledem k referenční elektrodě. Dále jsou tyto signály převedeny přes diferenciální zesilovač, výsledný signál má poté podobu potenciálového rozdílu signálů snímaných elektrodami ve stejný čas (Krobot & Kolářová, 2011).

2. 5. 1 Limity EMG vyšetření

Měření svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie je sice relativně jednoduché a na první pohled velice účinné, nicméně řada autorů naráží na několik limitujících faktorů tohoto vyšetření. Největším problémem se zdá být velká variabilita v provádění měřeného pohybu a to jak inter, tak intraindividuálně. Při opakování pohybu totiž dochází k nábory nestejného počtu a typu motorických jednotek, navíc se mění i jejich akční potenciály. Problém nastává zejména během měření dynamického pohybu, kdy může dojít ke změně polohy elektrod vůči snímanému svaly posunem tkáňových vrstev vůči sobě a roste zde riziko zaznamenání artefaktů. Dále se mění napětí kůže, její odpor, dochází k pocení. Toto jsou faktory, které lze částečně

eliminovat dodržením standardizovaných podmínek, nicméně nelze je vždy odstranit úplně (Dupalová & Zaatar, 2015; Krobot & Kolářová, 2011).

Mezi jeden z faktorů, který může ovlivňovat snímání EMG signálu je také souběžné měření s jinou metodou. Při měření pro tuto diplomovou práci byla využita kombinace přístroje IsoMed 2000 a povrchové elektromyografie. Zde bylo pro měření EMG signálu limitující nastavení probandova hlezna, které bylo před provedením pohybu v kolenním kloubu aktivně drženo v dorsální flexi maximální silou. Toto postavení vyžadovali testující na přístroji IsoMed 2000 z důvodu lepší familiarizace s přístrojem. Po odstartování měření nebylo hlídáno, zda probandi hlezno v tomto nastavení dále drží, či ne. Z důvodu kontrakce svalů přední strany tibie během měření tedy byl z EMG snímání vypuštěn m. tibialis anterior. Tento jev se dále může projevit jako faktor ovlivňující signál snímaných svalů, pro přehlednost je uveden v následující kapitole, 2. 5. 2 Faktory ovlivňující snímaný signál.

2. 5. 2 Faktory ovlivňující snímaný signál

Dle Krobota a Kolářové (2011) může být výsledná hodnota snímaného signálu ovlivněna řadou faktorů, které tito autoři rozdělují na vnitřní a vnější. Mezi vnitřní faktory řadí charakter aktivity samotného svalu, tedy počet aktivních motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken, jejich hloubku a umístění v rámci svalu, dále aktivitu okolních svalů, elektrickou aktivitu okolních tkání a tkání mezi svalem a elektrodou, stabilitu nábory motorických jednotek, pH krve, potivost a další. Dá se tedy shrnout, že vnitřní faktory vycházejí z fyziologických, anatomických a biochemických vlastností tkání, nelze je pro měření nijak ovlivnit.

Pro výzkumnou část této diplomové práce existuje konkrétní vnitřní faktor, který může mít vliv na vzhled výsledného snímaného signálu. Je jím aktivita m. tibialis anterior testované dolní končetiny před a při provádění extenze v kolenním kloubu (viz 2. 5. 1 Limity EMG vyšetření). Zde totiž může mít kontrakce tohoto svalu vliv na facilitaci jeho antagonistů, tedy měřených GL a GM. Zde bychom tedy mohli očekávat zkreslené výsledky snímaných signálů pro tyto svaly, které vznikly aktivitou m. tibialis anterior. Na druhou stranu je ale nutno podotknout, že svalová aktivita takto facilitovaných, ale i inhibovaných svalů je rozdílná i v klidové fázi. Proto je za účelem eliminace následků vlivu tohoto vnitřního faktoru do dalšího zpracování signálu zařazena normalizace, která by měla výsledky sjednotit.

Oproti tomu vnější faktory již ovlivnitelné jsou. Autoři zde řadí umístění elektrod, jejich vzdálenost a velikost, kontakt mezi elektrodami a kůží, a externí šum. Umístění elektrod by mělo být na střed svalového bříška ve směru průběhu svalových vláken. Umístění na okraji svalu může způsobit snímání svalové aktivity vedlejšího svalu. Vhodné není ani umístění na oblast úponů a šlach, tyto místa nejsou elektricky aktivní, a dále na oblast motorického bodu, kde by se výsledná amplituda rovnala, nebo blížila nule. Umístění elektrod do oblasti motorického bodu ovšem není zcela možné zabránit bez jeho předešlé lokalizace za pomoci např. elektrostimulace (Dupalová & Zaatar, 2015). Dále platí, že čím je menší vzdálenost mezi elektrodami, tím je menší riziko snímání aktivity okolních svalů. Nejvhodnější vzdálenost udávají různí autoři různou, nejčastěji se ovšem setkáváme se vzdáleností 20 mm. Pro zajištění ideálního kontaktu mezi kůží a elektrodou je nutné povrch vhodně připravit, což se standardně provádí odstraněním ochlupení, očištěním mýdlovou vodou a osušením. Pro eliminaci vzniku šumů je zejména u dynamických pohybů vhodné dobře fixovat přívodné dráty a zesilovač, aby nedocházelo za jejich tahání. Závěrem je nutno podotknout, že ať už examinátor vybere jakékoliv parametry, pro reprodukovatelnost experimentu je nutné je vhodně popsat. Dále by měl celé vyšetření od přípravy až po záznam provádět jeden examinátor, z důvodu vyloučení vzniku chyby vedoucí k mylným závěrům (Dupalová & Zaatar, 2015; Hamill & Knutzen, 2009; Krobot & Kolářová, 2011).

2. 5. 3 Vyhodnocení EMG signálu

Pro získání použitelného EMG záznamu pro další zpracování, je nutné provést jeho frekvenční filtraci. Na neupravený („surový“, raw) signál se aplikují filtry s horní a dolní propustí (high a low pass filtry) za účelem odstranění signálu, který nevzniká aktivací svalu. Může jít např. o pohybové artefakty. Vyfiltrovaný signál se poté většinou pohybuje v rozmezí 50-150 Hz. Dalším krokem je usměrnění signálu (rektifikace) a jeho převedení do absolutních hodnot. Při vyhodnocení by také mělo dojít k normalizaci signálu, a to zejména při měření více svalů intraindividuálně, či při měření jednoho svalu interindividuálně. Jde o relativizaci hodnot, kdy se určí poměrové vyjádření měřené aktivity ku referenční hodnotě (De Luca, 1997; Dupalová & Zaatar, 2015; Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

Při konečném vyhodnocování signálu lze aktivitu svalů hodnotit dle několika parametrů. Nejčastěji se používá průměrná hodnota amplitudy (mean), průměrná hodnota frekvence (mean frequency), vrchol křivky (peak), efektivní hodnota signálu (root mean square), a další.

2. 5. 4 Hodnocení svalové únavy pomocí EMG

Měření svalové únavy se nejčastěji provádí během izometrické kontrakce, zejména pro větší jednoduchost oproti měření dynamického pohybu, u kterého vzniká nepřesné měření díky nedostatečné stabilizaci měřeného segmentu, aktivitě synergistů, náročnější analýze a interpretaci výsledků.

Aktivita unavených svalů se oproti jejich počáteční aktivitě projevuje snížením frekvenčního spektra a zvýšením amplitudy. Krobot a Kolářová (2011) tento frekvenční fenomén vysvětlují svalovými kompenzačními mechanismy, které zabraňují snížení svalové síly. Zvýšená hodnota amplitudy je pravděpodobně zapříčiněna zvýšením časové nebo prostorové sumace, případně synchronizací výbojů. Podobné vysvětlení uvádí Hamill a Knutzen (2009), a to změny v náboru a synchronizaci MJ a změny v sumačních akčních potenciálech motorické jednotky.

Pro vyhodnocení zaznamenaného signálu při hodnocení únavy doporučuje De Luca (1997) využití parametru mean frequency, který je více citlivý na fyziologické a biochemické změny, a méně se zde projeví nežádoucí šum. Carius, Kugler, Kuhwald, & Wollny (2015) a Konrad (2005) dále doporučuje hodnocení dle parametru mean (mean amplitude), kde je výhoda v menší senzitivitě k rozdílné době trvání vyhodnocovaných úseků signálů.

2. 5. 5 Hodnocení svalové únavy pomocí povrchové EMG v klinických studiích

Autoři Štirn, Jarm a Strojnik (2008) prezentují ve své studii změny v parametru mean frequency při opakování maximální izometrické kontrakce svalu při měření povrchového EMG. Měření probíhalo ve třech po sobě následujících opakováních a měřena byla koncentrická kontrakce trvající 75 s. Ze závěrů vyplývá snížení frekvenčního spektra jako reakci svalové aktivity na postupnou únavu. Důležité je zejména sestavení modelu postupného snižování parametru v závislosti na počtu opakování izometrických kontrakcí, což může být považováno za důležité ovlivnění

výsledků studií zaměřujících se na měření maximální svalové kontrakce v několika opakováních. Na druhou stranu ovšem autoři dodávají, že signifikantní změny tohoto parametru způsobené svalovou únavou se neprojeví při dostatečně dlouhé době odpočinku mezi jednotlivými měřenými kontrakcemi.

Rebai, Zarrouk, Sahli, Tabka, Hug a Dougi (2012) se ve své studii zaměřují na hodnocení svalové únavy QF pomocí povrchové EMG po silovém tréninku izokinetické kontrakce. Studie měla dva dílčí cíle, jednak kvantifikace maximální možné kontrakce svalu během daného typu kontrakce a také zda je neuromuskulární únava tohoto svalu závislá právě na síle kontrakce. Probandy tvořili vrcholoví sportovci, zátěžový protokol spočíval v provádění maximální volní izokinetické koncentrické extenze kolene o úlové rychlosti $120^\circ/\text{s}$ a to deset opakování v pěti setech. Mezi jednotlivými sety opakování byla pauza 3 minuty. Předpoklad pro výsledky hovoří o vlivu silového izokinetického tréninku na zvýšení svalové síly a na hypertrofii svalu. Testování únavy probíhalo před a po cvičení a to izokinetickou extenzí o úhlových rychlostech $60^\circ/\text{s}$, $120^\circ/\text{s}$ a $180^\circ/\text{s}$ spolu se snímáním EMG signálu z RF, VL a VM. Ze závěrů vyplývá zejména zásadní rozdíl v síle točivého momentu během různých úhlových rychlostí prováděných pohybů, kdy při $60^\circ/\text{s}$ byl točivý moment nejvyšší, a to jak před zátěžovým protokolem, tak po. Dále vyplývá výrazné snížení svalové síly QF po zátěžovém protokolu, a to o přibližně 13% u úhlové rychlosti $60^\circ/\text{s}$, o 8% u $120^\circ/\text{s}$ a o 8% u $180^\circ/\text{s}$. Je tedy patrné, že svalová únava se projevila výrazněji při nižší rychlosti otáčení. Tento závěr potvrzuje i analýza EMG signálu, kdy došlo ke zvýšení amplitudy signálu a ke snížení frekvenčního spektra. Dle autorů je tedy možné tvrdit, že se zvyšující se rychlostí koncentrické kontrakce se snižuje svalové síla vyvinutá pro tento pohyb a to jak před tak po zátěžovém protokolu. Důvodem tohoto fenoménu je pravděpodobně neschopnost plné aktivace všech motorických jednotek, a neoptimální firing velkých motorických jednotek (Rebai et al., 2012).

Timmins, Opar, Willams, Schache, Dear a Shileld (2014) pomocí povrchové EMG analyzují, zda se snížení svalové síly flexorů kolene po zátěžovém protokolu projeví změnami jejich myoelektrické aktivity. Studie se účastnili rekreační sportovci, kteří byli testování před a po zátěžovém protokolu pomocí izokinetického dynamometru a povrchové EMG. Testována byla maximální koncentrická a excentrická svalová kontrakce flexorů a extenzorů kolene při úhlové rychlosti $180^\circ/\text{s}$. Zátěžový protokol představoval opakované sprinty, které svou podstatou mohou simulovat lokomoční pohyb během fotbalu, rugby a basketbalu. Ze závěrů autorů vyplývá pozátěžové snížení

svalové síly flexorů kolene jak v koncentrickém tak v excentrickém režimu, přičemž v excentrickém režimu se snížení projevilo přibližně o 10% více. Tomuto trendu autoři přisuzují vyšší výskyt svalových únavových poranění během uvedených sportů právě v oblasti flexorů kolene a přisuzují výzkumu únavy velký potenciál zejména z hlediska prevence poranění ve sportu.

2. 6 Izokinetická dynamometrie

Izokinetická dynamometrie je výzkumná metoda využívající zařízení s rotačním ramenem umožňujícím provést pohyb měřeného segmentu určenou konstantní úhlovou rychlostí. Tento přístroj se označuje jako izokinetický dynamometr a s jeho pomocí je možné měřit parametry svalové síly horních a dolních končetin, ale i trupového svalstva. Tato metoda je považována za dostatečně objektivní, reliabilní a standardizovanou pro testování v oblasti sportovní medicíny, biomechaniky i fyzioterapie. Na základě izokinetické dynamometrie je možné zhodnotit svalovou sílu, potažmo svalové oslabení, svalové dysbalance při bilaterálním testování končetin, efekt tréninkového programu apod. Vzhledem k provedení pohybu v jeho celém rozsahu konstantní rychlostí je také možné určit oslabení svalu v konkrétním úseku pohybu (Dvir, 2004; Lehnert et al, 2012). V neposlední řadě je možné tuto metodu efektivně využít pro hodnocení rekonvalescence svalového oslabení po úrazech či operacích (Tutté, Viladomat, Coppin, Cervantes, & Munoz, 2015)

Jednou z nejčastěji využívaných metod při výzkumu na základě izokinetické dynamometrie je stanovení poměru svalové síly mezi extenzory a flexory kolenního kloubu a to jak v koncentrickém, tak v excentrickém režimu. Tento poměr je standardizován pro určení tréninkového efektu a pro určení funkčnosti těchto svalů jako dynamických stabilizátorů v prevenci intraartikulárních úrazů (Baltzopoulos, 2008).

2. 6. 1 Limity izokinetické dynamometrie

Jedním z nejvíce diskutovaných otázek ohledně izokinetické dynamometrie je její aplikace pro reálný pohyb. Izokinetická kontrakce se ve volně provedených pohybech nevyskytuje, lze ji reálně udržet pouze za pomoci přístroje (Hamill & Knutzen, 2009). Dalším limitujícím faktorem je vysoká pořizovací cena přístroje, díky které si jej mohou dovolit pouze specializovaná pracoviště a i zde často není plně využit.

Dalším limitujícím faktorem zejména ve spojitosti s měřením EMG signálu je možná unavitelnost testovaných svalů i během krátké doby testování. Bosquet, Gouadec, Berryman, Duclos, Gremeaux a Croisier (2016) prezentují studii, jejíž výsledky tvrdí, že práce provedená při měření unavitelnosti flexorů a extenzorů kolene pomocí izokinetického dynamometru Biodex System III dynamometer (Biodex Medical Systems, Shirley, New York) je srovnatelné s prací odvedenou při zátěžovém anaerobním testu Wingate. Tato studie prezentuje výsledky po třiceti opakováních flexe a extenze kolene maximální intenzitou, o úhlové rychlosti 180°/s. Počtem opakování je měření v této diplomové práci s výzkumem Bosquet et al. srovnatelné. Můžeme tedy očekávat pozvolný nástup únavy a snižující se svalovou sílu, což by mohlo zapříčinit vznik statistické chyby. Díky tomu jsou pro analýzu dat použity EMG záznamy prvních pokusů kontrakce.

Pro testování s využitím EMG je nasnadě uvést také problematiku umístění pásů a přezek držících končetinu v kontaktu s přístrojem. V místech kontaktu přístroje s testovaným svalem bychom mohli očekávat jeho facilitaci, případně vlivem velkého utažení pásů inhibici daného svalu. I toto může v konečném důsledku nepatrně zkreslit výsledky testování.

3 Praktická část

3.1 Hlavní cíl diplomové práce

Hlavním cílem diplomové práce je zhodnocení unavitelnosti vybraných svalů dominantní dolní končetiny měřením jejich aktivity pomocí povrchové EMG při koncentrických a excentrických kontrakcích v izokinetickém režimu u basketbalistů žákovských kategorií před a po zátěžovém protokolu.

3.2 Dílčí cíle diplomové práce

1. Analýza aktivity vybraných svalů podle ukazatele mean amplitude během koncentrické kontrakce ve všech úhlových rychlostech před a po zátěžovém protokolu.
2. Analýza aktivity vybraných svalů podle ukazatele mean frequency během koncentrické kontrakce ve všech úhlových rychlostech před a po zátěžovém protokolu.
3. Analýza aktivity vybraných svalů podle ukazatele mean amplitude během excentrické kontrakce ve všech úhlových rychlostech před a po zátěžovém protokolu.
4. Analýza aktivity vybraných svalů podle ukazatele mean frequency během excentrické kontrakce ve všech úhlových rychlostech před a po zátěžovém protokolu.

Na základě stanoveného cíle práce jsou dále vytyčeny následující nulové hypotézy.

3.3 Hypotézy diplomové práce

H₀₁: Podle ukazatele mean amplitude není svalová aktivita během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

H₀₂: Podle ukazatele mean amplitude není svalová aktivita během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

H₀₃: Podle ukazatele mean frequency není svalová aktivita během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

H₀₄: Podle ukazatele mean frequency není svalová aktivita během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

H₀₅: Podle ukazatele mean amplitude není svalová aktivita během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

H₀₆: Podle ukazatele mean amplitude není svalová aktivita během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

H₀₇: Podle ukazatele mean frequency není svalová aktivita během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

H₀₈: Podle ukazatele mean frequency není svalová aktivita během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 120°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

3. 4 Metodika

3. 4. 1 Charakteristika měřeného souboru

Testovaný soubor tvořilo 25 hráčů (mužů) basketbalu v kategoriích U17 a U 19 hrající druhou národní ligu v sezóně 2014/2015. Průměrný věk hráčů byl $17,44 \pm 1,52$ let, průměrná výška $185,10 \pm 7,44$ cm a váha $75,74 \pm 15,60$ kg. Výzkum je součástí projektu s názvem Únava a riziko zranění kolene u sportující mládeže pod vedením Doc. PaedDr. Michala Lehnerta, Dr. Vyjádření etické komise FTK UP se vztahuje na celý tento projekt, tedy i na výzkum předložený v diplomové práci. Originál vyjádření je k nahlédnutí u hlavního řešitele.

Před zahájením výzkumu byli všichni probandi seznámeni s jeho obsahem a průběhem a museli doložit informovaný souhlas podepsaný zákonnými zástupci. Účast probandů ve výzkumu byla zcela dobrovolná a výsledky byly použity pouze pro výzkumné účely. S informovaným souhlasem probandi obdrželi dotazník zjišťující preferenci dolní končetiny, zdravotní komplikace a úrazy.

Měření probíhalo v září a říjnu 2015 v laboratořích a přílehlých budovách Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

3. 4. 2 Příprava před měřením

Dva týdny před samotným měřením probandi podstoupili zátěžový intermitentní Yo-Yo test úrovně 1 (Bangsbo, Iaia, & Krstrup, 2008) pro určení maximální srdeční frekvence. Hráči byli dále instruováni o průběhu měření a každý podstoupil zkušební měření na přístroji IsoMed 2000 v koncentrickém i excentrickém režimu ve dvou úhlových rychlostech. Po dvoutýdenní pauze proběhlo kompletní měření, které probíhalo vždy v pondělí, tedy po víkendové pauze bez tréninku a zápasu pro zajištění porovnatelných podmínek.

Před měřením se probandi převlékli do sportovního úboru a byly jim nalepeny elektrody pro snímání EMG signálu. Elektrody byly umístěny na následující svaly: VM,

VL, RF, BF, ST, GL a GM. V původním plánu bylo také měření signálu m. tibialis anterior. Vzhledem k modifikované povaze testování na přístroji IsoMed, kdy bylo před měřením probandům uloženo provést dorsální flexi hlezna, byl tento sval vyřazen. Oblast nalepení elektrod byla před každým měřením očištěna vodou a důkladně osušena. Elektrody byly nalepeny kolmo na průběh svalových vláken do středu svalového bříška. Lokalizace daného svalu a jeho svalového bříška probíhala palpačně při intermitentní kontrakci svalu. Referenční elektroda byla uložena v oblasti tuberositas tibiae. Vzdálenost mezi elektrodami, měřícími jeden sval, byla 1 cm. Pro zajištění přesného signálu byly po zátěži nalepeny nové elektrody, shodné umístění elektrod bylo zajištěno strhnutím staré elektrody těsně před přelepením.

Následně probandi absolvovali krátké rozehrání a rozcvičení sestávající z 6 minut šlapání na bicyklovém ergometru a protažení QF, hamstringů, m. triceps surae, a paravertebrálních svalů. Po této přípravě byl proband připojen k EMG přístroji a připevněn k přístroji IsoMed 2000 (nastavení opěrky zad, fixačních prvků a pohyblivého ramene).

3. 4. 3 Technické podklady měření

Pro měření izometrické kontrakce byl použit přístroj IsoMed 2000 a elektromyograf NORAXON MyoSystem 1400A. Ke snímání signálu byly použity samolepicí jednorázové povrchové oválné elektrody Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem. Průměr elektrod byl 24 mm. Signál byl snímán sedmi svody s 1000Hz frekvencí, odpor přístroje byl $> 10M\Omega$.

3. 4. 4 Průběh měření

Před každou sérií zaznamenávaných měření proběhla familiarizace pohybu v příslušné úhlové rychlosti na přístroji IsoMed 2000 a kontrola funkčnosti jednotlivých elektrod a charakteru EMG signálu. Samotné měření probíhalo ve dvou úhlových rychlostech. Měřena byla koncentrická flexe, koncentrická extenze a excentrické flexe kolenního kloubu, každá kontrakce byla opakována třikrát. Probandi byli instruováni k provedení maximální volní kontrakce. Mezi sériemi byla pauza 30 s.

Po ukončení prvního měření probandi absolvovali zátěžový protokol BUP 28, který je simulací basketbalového utkání. Po ukončení protokolu se probandi vrátili k provedení druhé série měření. U pozátěžového měření neprobíhalo zahřátí a protažení svalů. Následný postup měření byl shodný s měřením před zátěží.

3. 5 Analýza měření

Během každého jednotlivého měření byly zaznamenány tři pokusy stejného typu svalové kontrakce. Pro další analýzu byly použity první pokusy, pokud nebyl první pokus vydařený, hodnotil se druhý. Pro analýzu zaznamenaného EMG signálu byly hodnoty naměřené pro jednotlivé svaly a rychlosti rozděleny na úseky klidové fáze a fáze svalové aktivity. Z obou těchto fází byla následně vygenerována hodnota mean amplitude a mean frequency, které byly dále použity pro statistické zpracování. Surový signál byl upraven plnou rektifikací (full wave rectification) a vyhlazením signálu (smoothing).

3. 6 Statistické zpracování dat

Vygenerované hodnoty mean amplitude a mean frequency pro klidovou fázi a fázi svalové aktivity byly zaznamenány do programu Microsoft Excel. Zde byla provedena normalizace hodnot mean amplitude a mean frequency podílem aktivní a klidové fáze. Normalizované hodnoty byly dále zpracovány ve statistickém programu Statistica verze 12. Pro zjištění statistické významnosti byl použit Wilcoxonův párový test, při hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

3. 7 Výsledky

3. 7. 1 Hypotéza 1

H₀1: Podle ukazatele mean amplitude není svalová aktivita během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

Tabulka 1: Porovnání svalů mezi prvním a druhým měřením, hodnota mean amplitude

Číslo buňky	proměnná	typ kontrakce	úhlová rychlost	p
1	RF 1 & RF 2	flexe	60°/s	0,078021
2	RF 1 & RF 2	extenze	60°/s	0,269095
3	VM 1 & VM 2	flexe	60°/s	0,381172
4	VM 1 & VM 2	extenze	60°/s	0,904384
5	VL 1 & VL 2	flexe	60°/s	0,294305
6	VL 1 & VL 2	extenze	60°/s	0,613893
7	GM 1 & GM2	flexe	60°/s	0,111992
8	GM 1 & GM2	extenze	60°/s	0,387094
9	GL 1 & GL 2	flexe	60°/s	0,036922
10	GL 1 & GL 2	extenze	60°/s	0,30157
11	ST 1 & ST 2	flexe	60°/s	0,581366
12	ST 1 & ST 2	extenze	60°/s	0,142779
13	BF 1 & BF 2	flexe	60°/s	0,482210
14	BF 1 & BF 2	extenze	60°/s	0,032499

Legenda:

Proměnná 1: porovnání jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

Proměnná 2: porovnání jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

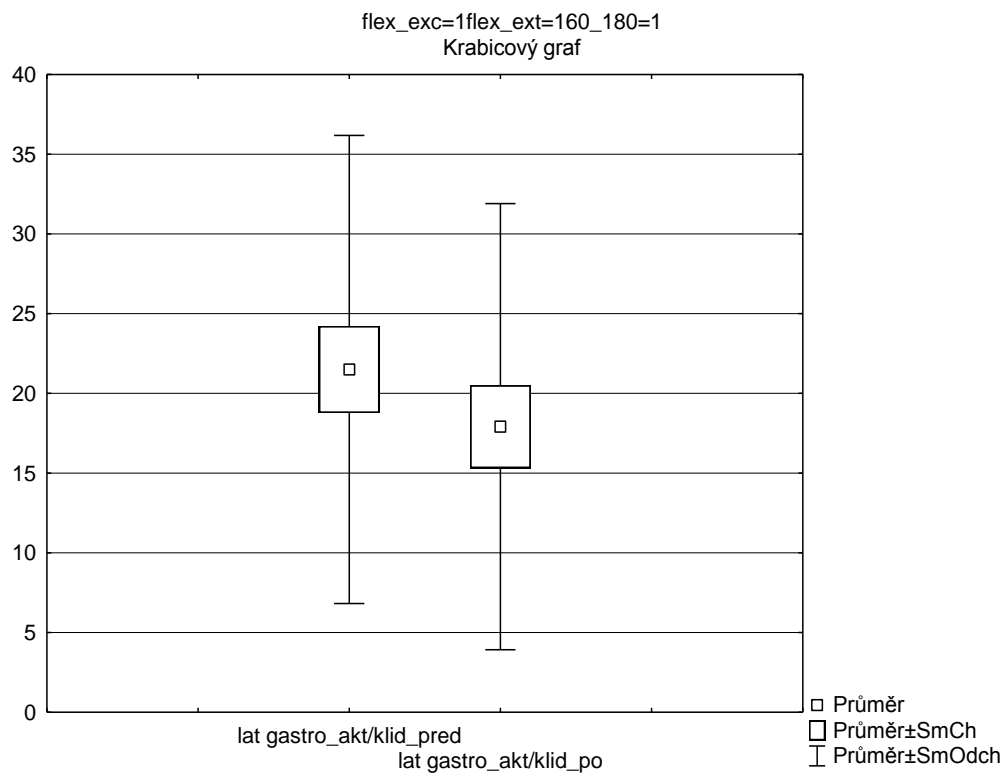
p: hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean amplitude) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byl prokázán statisticky

významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ u m. gastrocnemius lateralis během koncentrické flexe a u m. biceps femoris během koncentrické extenze v kolenním kloubu.

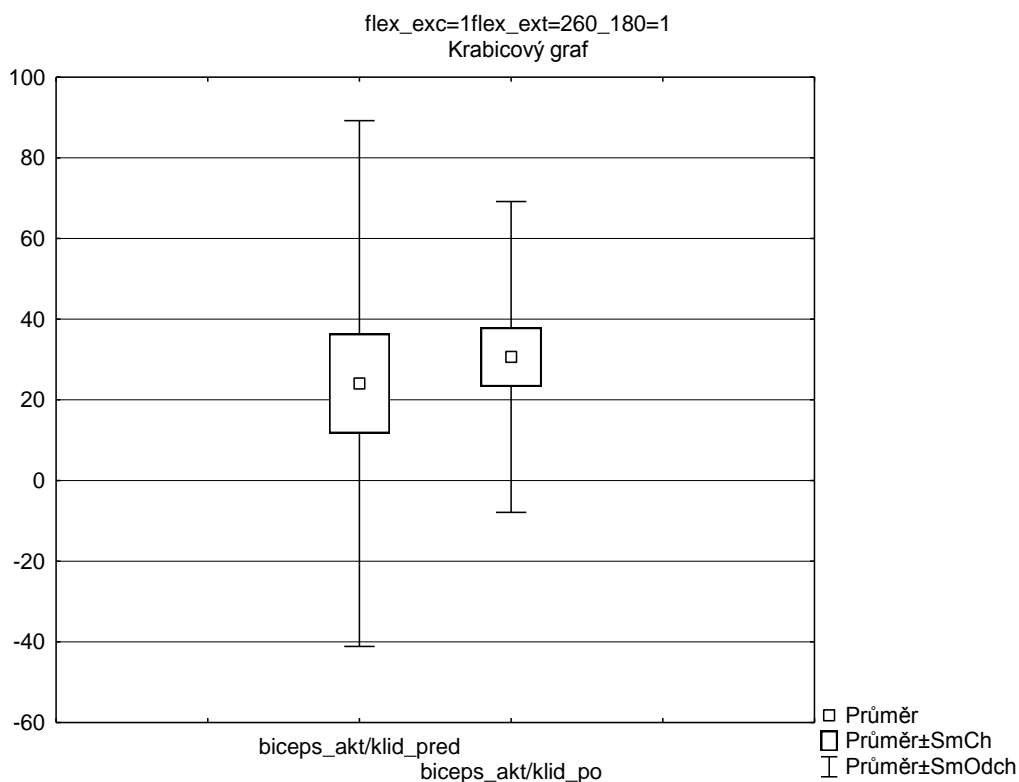
Na základě statistického zpracování výsledků nebyla hypotéza H1 potvrzena.

Graf č. 1: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean amplitude) m. gastrocnemius lateralis během koncentrické flexe před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s



Při srovnání svalové aktivity m. gastrocnemius lateralis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické flexe při úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita GL zde měla dle parametru mean amplitude klesající tendenci.

Graf č. 2: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean amplitude) m. biceps femoris během koncentrické extenze před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s



Při srovnání svalové aktivity m. biceps femoris byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické extenze při úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita BF zde měla dle parametru mean amplitude rostoucí tendenci.

3. 7. 2 Hypotéza 2

H₀₂: Podle ukazatele mean amplitude není svalová aktivita během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

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

Číslo buňky	proměnná	typ kontrakce	úhlová rychlost	p
1	RF 1 & RF 2	flexe	180°/s	0,327496
2	RF 1 & RF 2	extenze	180°/s	0,30157
3	VM 1 & VM 2	flexe	180°/s	0,466195
4	VM 1 & VM 2	extenze	180°/s	0,075429

5	VL 1 & VL 2	flexe	180°/s	0,028812
6	VL 1 & VL 2	extenze	180°/s	0,016284
7	GM 1 & GM2	flexe	180°/s	0,68189
8	GM 1 & GM2	extenze	180°/s	0,010877
9	GL 1 & GL 2	flexe	180°/s	0,749878
10	GL 1 & GL 2	extenze	180°/s	0,269095
11	ST 1 & ST 2	flexe	180°/s	0,236369
12	ST 1 & ST 2	extenze	180°/s	0,336553
13	BF 1 & BF 2	flexe	180°/s	0,494517
14	BF 1 & BF 2	extenze	180°/s	0,051653

Legenda:

Proměnná 1: porovnání jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

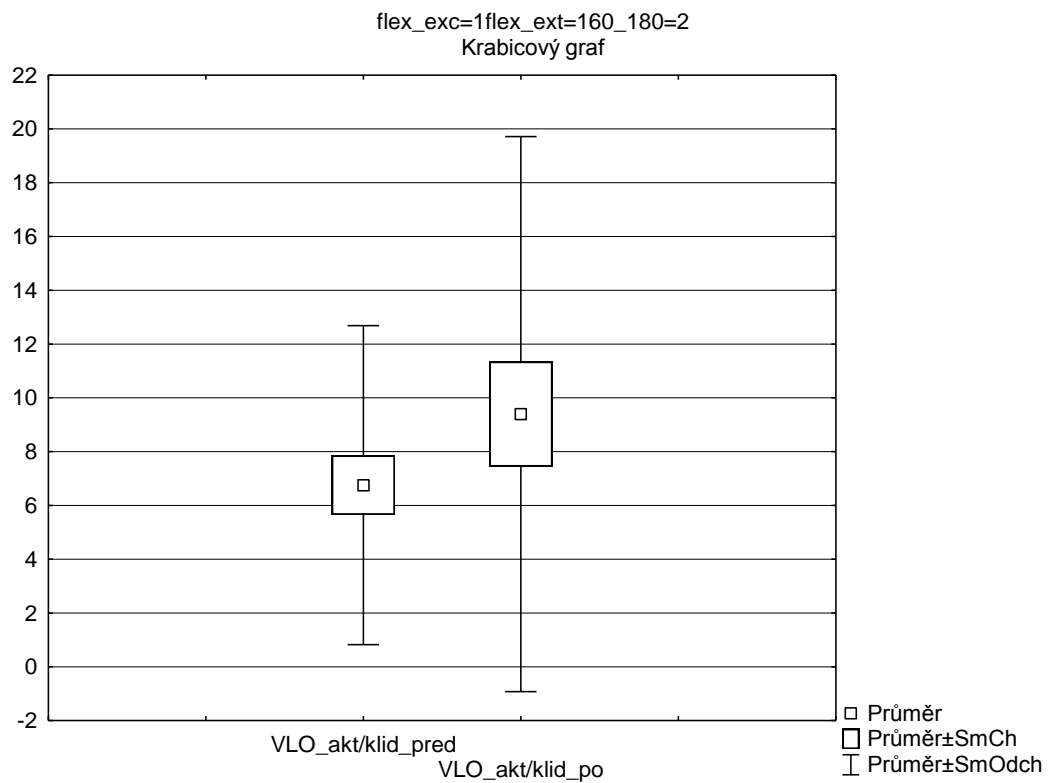
Proměnná 2: porovnání jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

p: hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean amplitude) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ u m.vastus lateralis během koncentrické flexe v kolenním kloubu, a u m. vastus lateralis a m. gastrocnemius medialis během koncentrické extenze v kolenním kloubu.

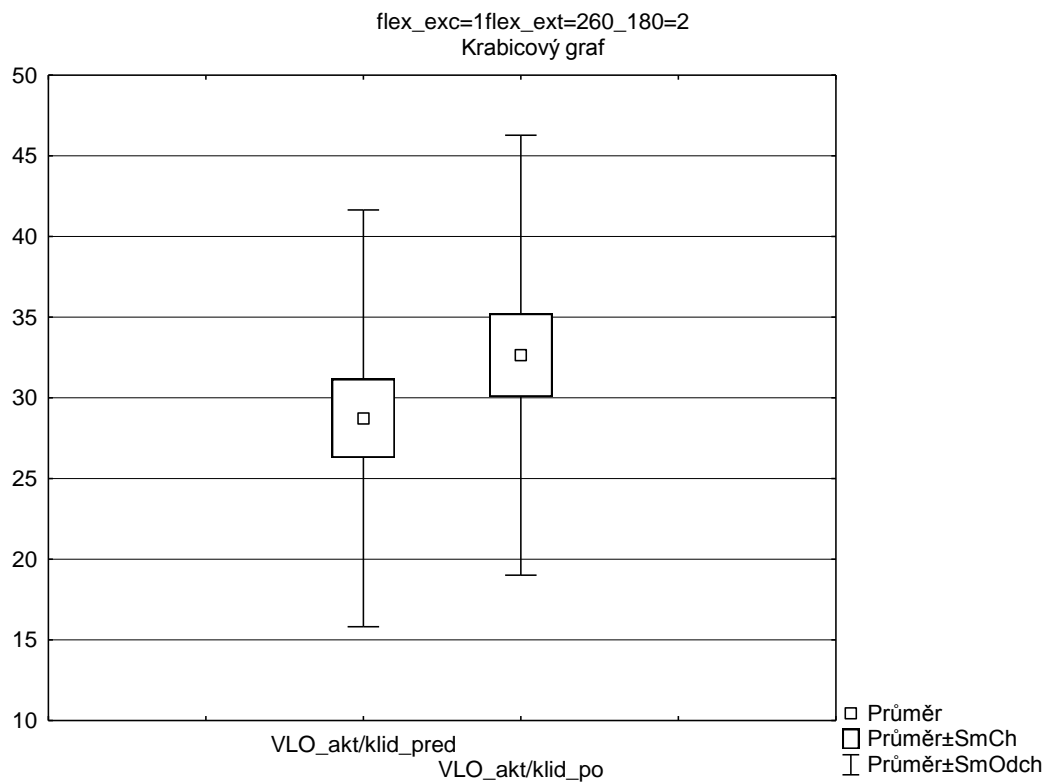
Na základě statistického zpracování výsledků nebyla hypotéza H2 potvrzena.

Graf č. 3: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean amplitude) m. vastus lateralis během koncentrické flexe před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s



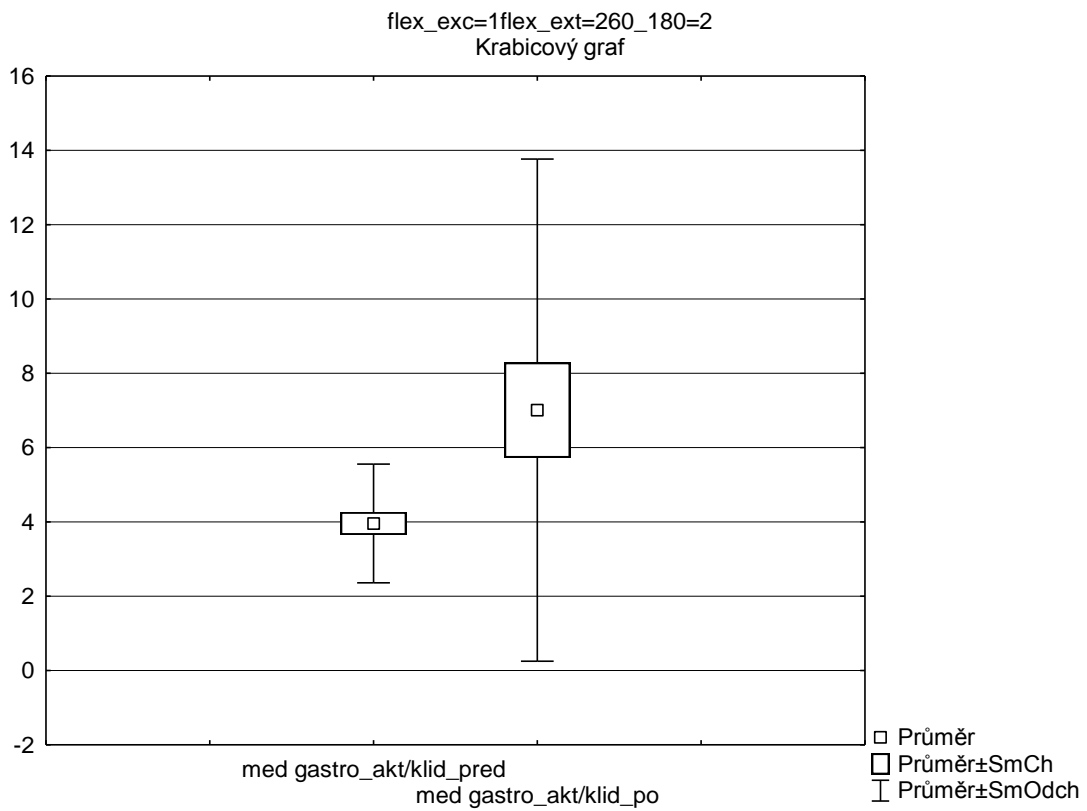
Při srovnání svalové aktivity m. vastus lateralis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické flexe při úhlové rychlosti 180°/s. Aktivita VL zde měla dle parametru mean amplitude stoupající tendenci.

Graf č. 4: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean amplitude) m. vastus lateralis během koncentrické extenze před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s



Při srovnání svalové aktivity m. vastus lateralis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické extenze při úhlové rychlosti 180°/s. Aktivita VL zde měla dle parametru mean amplitude stoupající tendenci.

Graf č. 5: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean amplitude) m. gastrocnemius lateralis během koncentrické extenze před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s



Při srovnání svalové aktivity m. gastrocnemius medialis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické extenze při úhlové rychlosti 180°/s. Aktivita GL zde měla dle parametru mean amplitude stoupající tendenci.

3. 7. 3 Hypotéza 3

H₀₃: Podle ukazatele mean frequency není svalová aktivita během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

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

Číslo buňky	proměnná	typ kontrakce	úhlová rychlost	p
1	RF 1 & RF 2	flexe	60°/s	0,078021
2	RF 1 & RF 2	extenze	60°/s	0,294305
3	VM 1 & VM 2	flexe	60°/s	0,429968
4	VM 1 & VM 2	extenze	60°/s	0,029771
5	VL 1 & VL 2	flexe	60°/s	0,256285
6	VL 1 & VL 2	extenze	60°/s	0,038922
7	GM 1 & GM2	flexe	60°/s	0,523549
8	GM 1 & GM2	extenze	60°/s	0,50957
9	GL 1 & GL 2	flexe	60°/s	0,854173
10	GL 1 & GL 2	extenze	60°/s	0,14441
11	ST 1 & ST 2	flexe	60°/s	0,294305
12	ST 1 & ST 2	extenze	60°/s	0,274846
13	BF 1 & BF 2	flexe	60°/s	0,381172
14	BF 1 & BF 2	extenze	60°/s	0,346906

Legenda:

Proměnná 1: porovnání jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

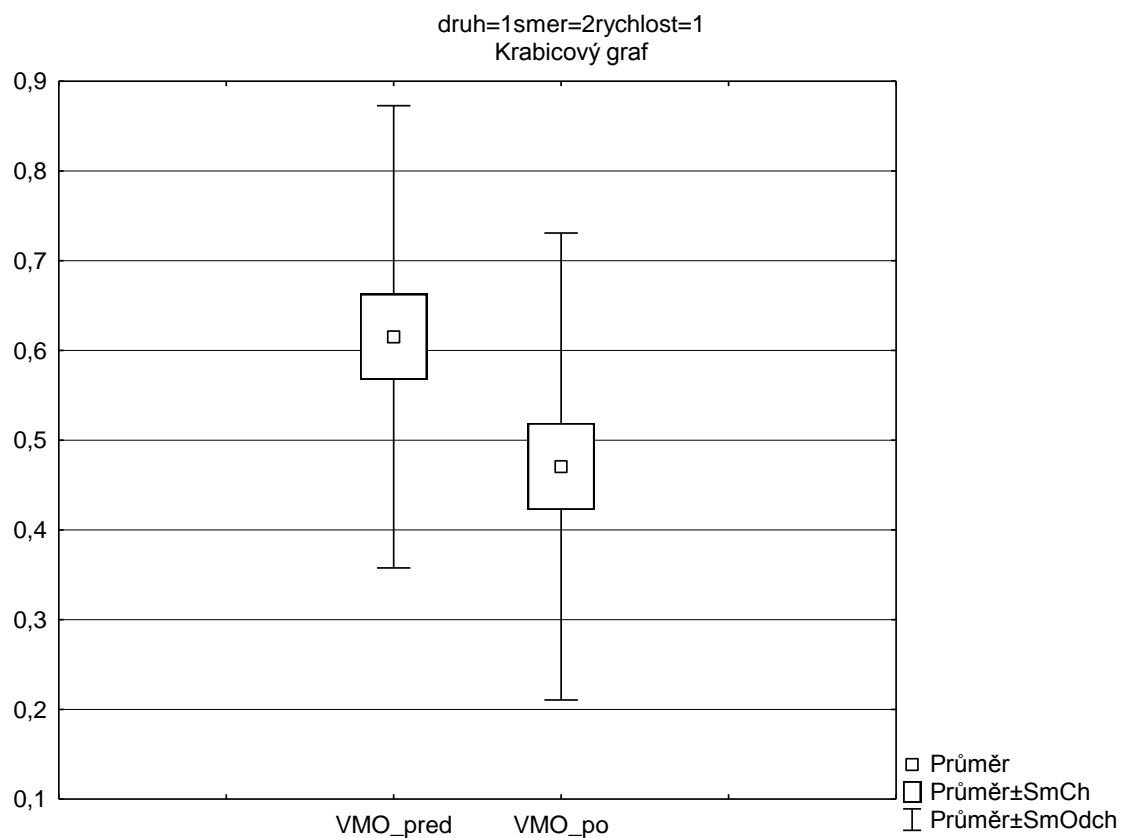
Proměnná 2: porovnání jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

p: hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ u svalů m.vastus medialis, a m. vastus lateralis během koncentrické extenze v kolenním kloubu.

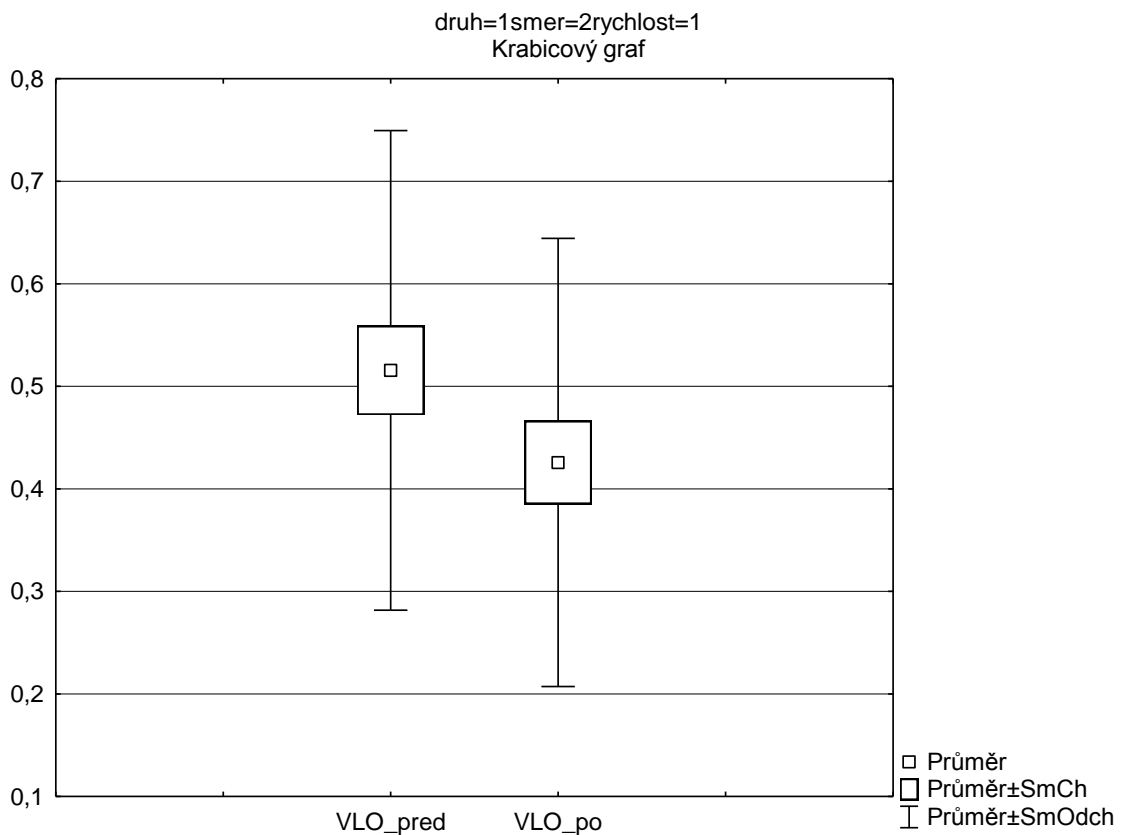
Na základě statistického zpracování výsledků nebyla hypotéza H3 potvrzena.

Graf č. 6: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. vastus medialis během koncentrické extenze před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s



Při srovnání svalové aktivity m. vastus medialis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické extenze při úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita VM zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

Graf č. 7: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. vastus lateralis během koncentrické extenze před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s



Při srovnání svalové aktivity m. vastus lateralis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické extenze při úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita VL zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

3. 7. 4 Hypotéza 4

H₀4: Podle ukazatele mean frequency není svalová aktivita během koncentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

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

Číslo buňky	proměnná	typ kontrakce	úhlová rychlost	p
1	RF 1 & RF 2	flexe	180°/s	0,537723
2	RF 1 & RF 2	extenze	180°/s	0,107196

3	VM 1 & VM 2	flexe	180°/s	0,176552
4	VM 1 & VM 2	extenze	180°/s	0,001426
5	VL 1 & VL 2	flexe	180°/s	0,190805
6	VL 1 & VL 2	extenze	180°/s	0,004463
7	GM 1 & GM2	flexe	180°/s	0,021287
8	GM 1 & GM2	extenze	180°/s	0,055665
9	GL 1 & GL 2	flexe	180°/s	0,116956
10	GL 1 & GL 2	extenze	180°/s	0,045485
11	ST 1 & ST 2	flexe	180°/s	0,081743
12	ST 1 & ST 2	extenze	180°/s	0,381172
13	BF 1 & BF 2	flexe	180°/s	0,169731
14	BF 1 & BF 2	extenze	180°/s	0,581366

Legenda:

Proměnná 1: porovnání jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

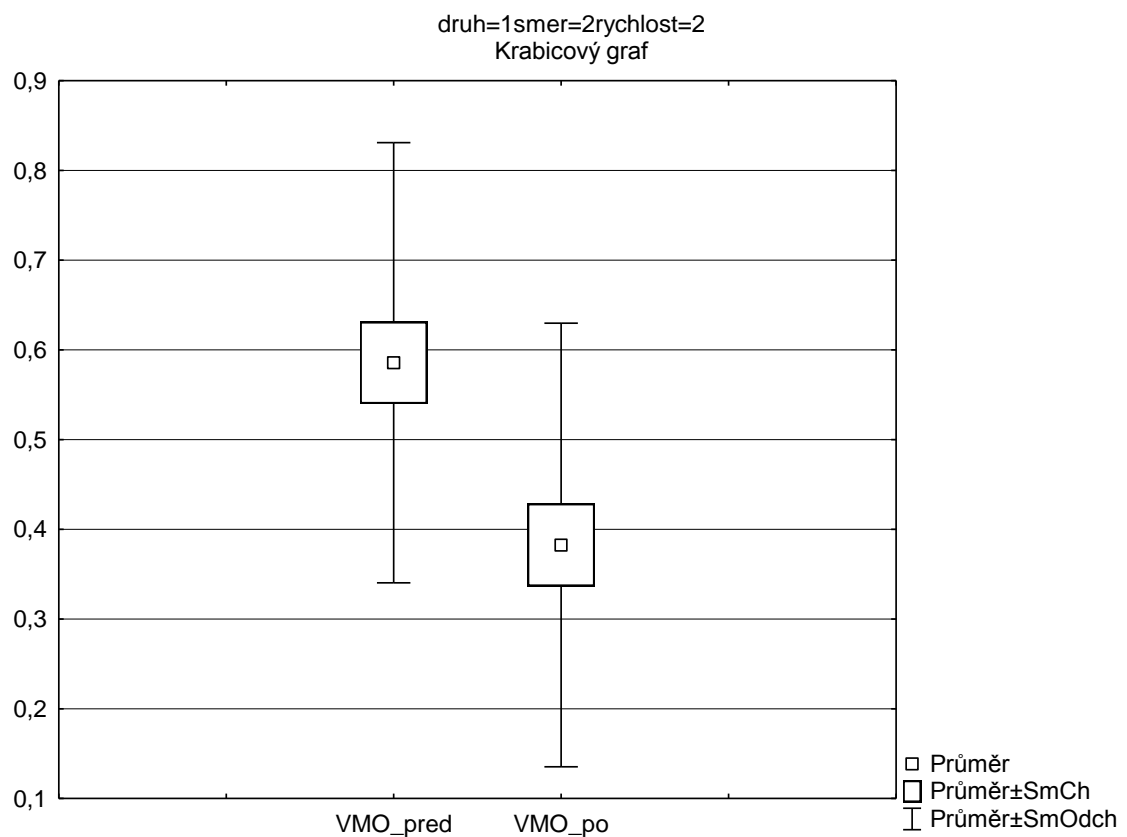
Proměnná 2: porovnání jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

p: hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ u svalů m.vastus medialis, m. vastus lateralis a m. gastrocnemius lateralis během koncentrické extenze v kolenním kloubu, a u m. gastrocnemius medialis během koncentrické flexe v kolenním kloubu.

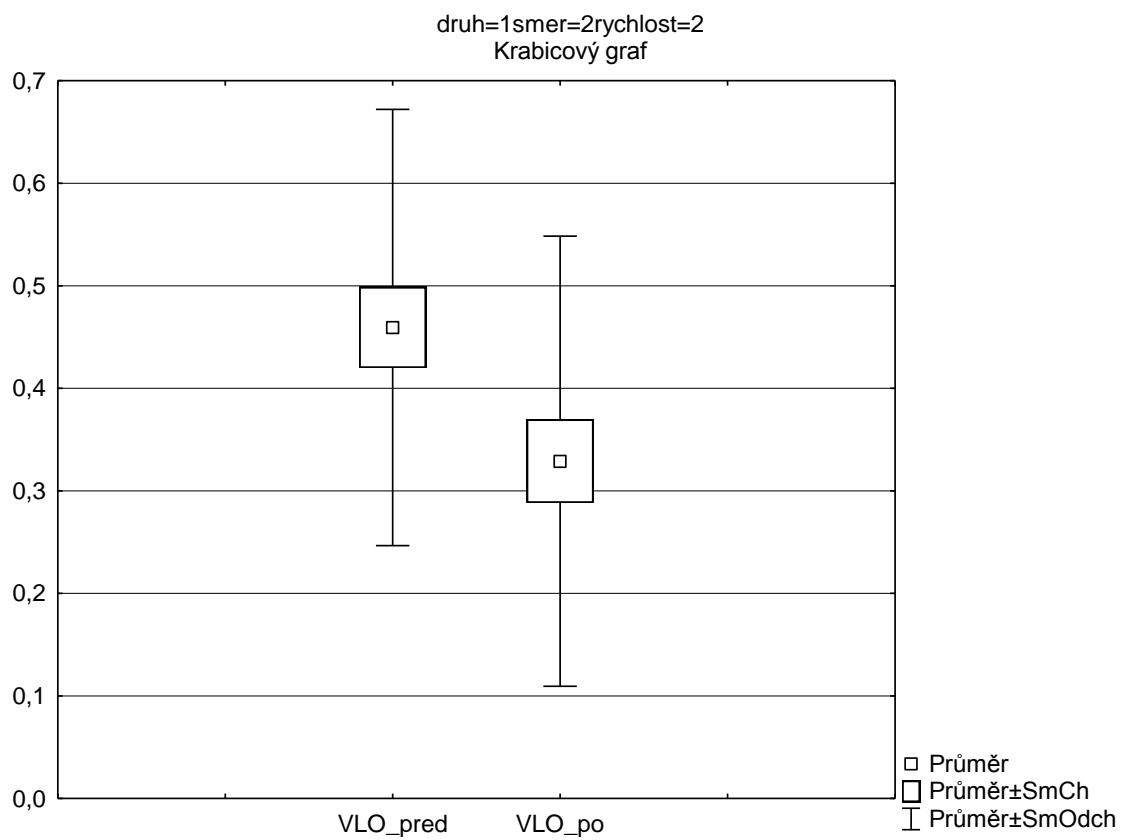
Na základě statistického zpracování výsledků nebyla hypotéza H4 potvrzena.

Graf č. 8: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. vastus medialis během koncentrické extenze před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s



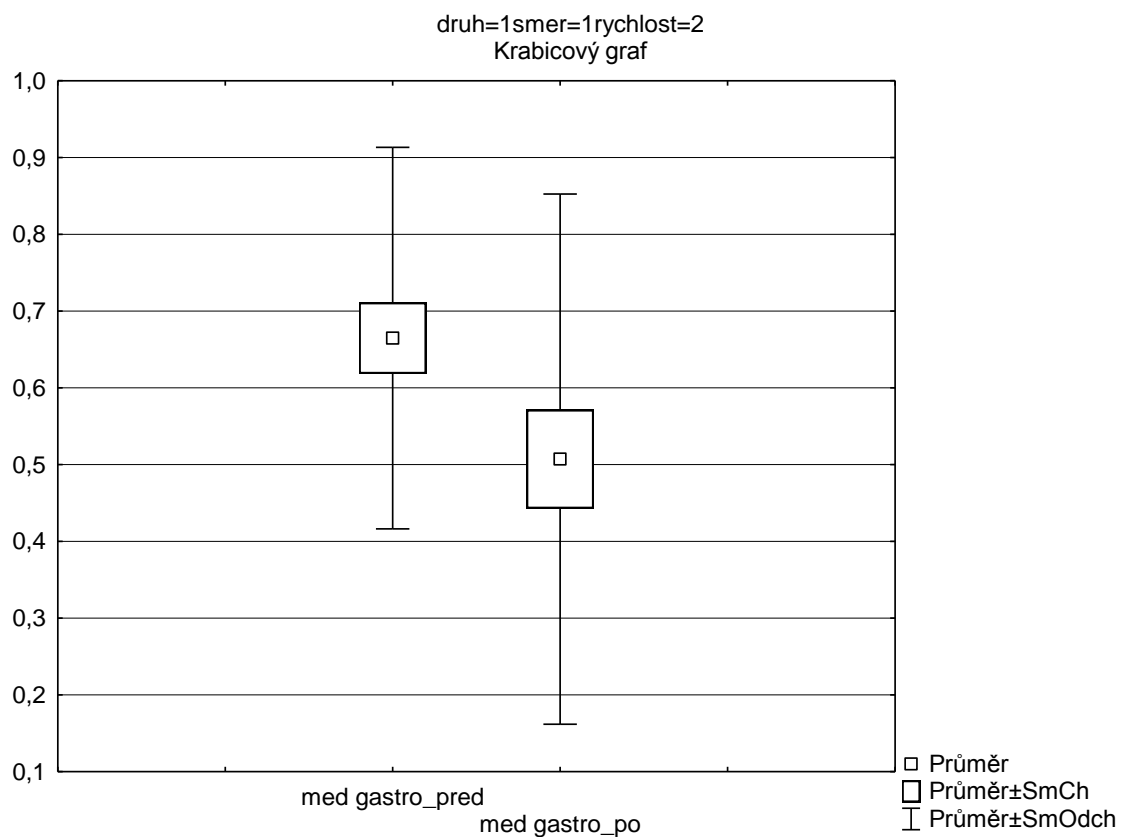
Při srovnání svalové aktivity m. vastus medialis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické extenze při úhlové rychlosti 180°/s. Aktivita VM zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

Graf č. 9: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. vastus lateralis během koncentrické extenze před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s



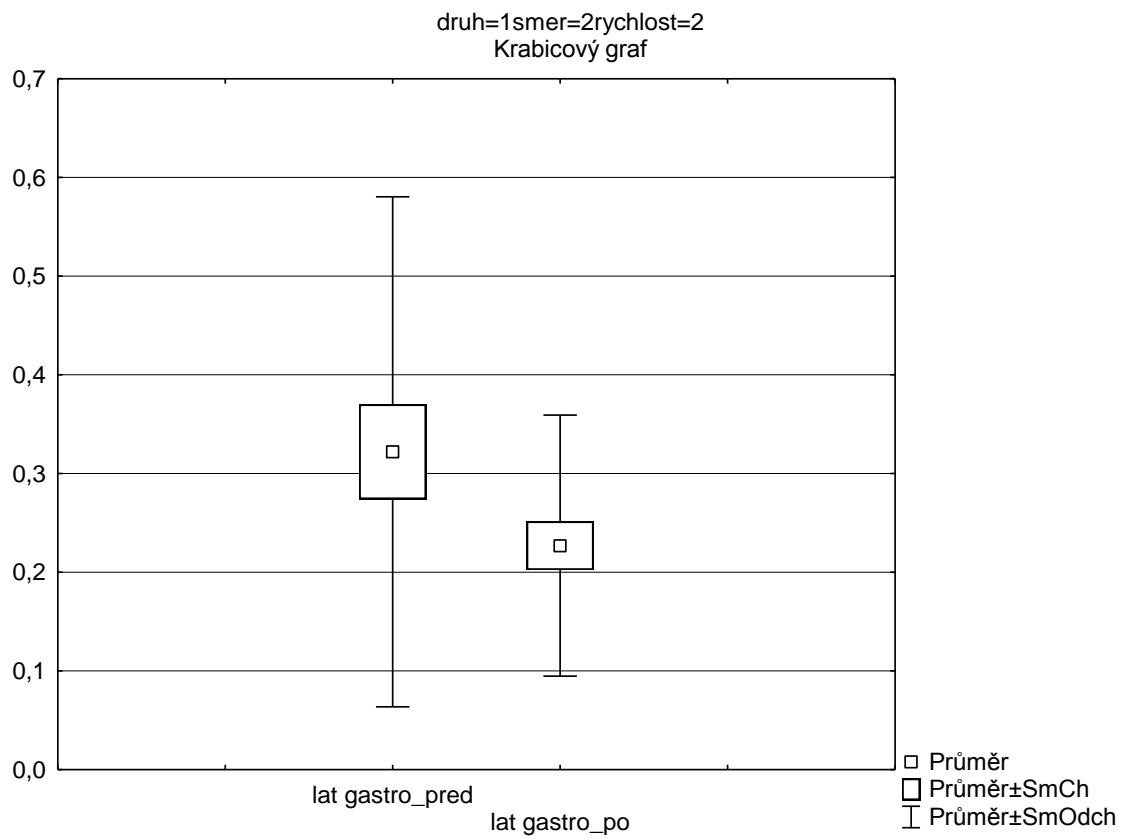
Při srovnání svalové aktivity m. vastus lateralis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické extenze při úhlové rychlosti 180°/s. Aktivita VL zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

Graf č. 10: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. gastrocnemius medialis během koncentrické flexe před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s



Při srovnání svalové aktivity m. gastrocnemius medialis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické flexe při úhlové rychlosti 180°/s. Aktivita GM zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

Graf č. 11: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. gastrocnemius lateralis během koncentrické extenze před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s



Při srovnání svalové aktivity m. gastrocnemius lateralis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění koncentrické extenze při úhlové rychlosti 180°/s. Aktivita GL zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

3. 7. 5 Hypotéza 5

H₀₅: Podle ukazatele mean amplitude není svalová aktivita během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

Tabulka 5: Porovnání svalů mezi prvním a druhým měřením, hodnota mean amplitude

Číslo buňky	proměnná	typ kontrakce	úhlová rychlost	p
1	RF 1 & RF 2	flexe	60°/s	0,014264
2	VM 1 & VM 2	flexe	60°/s	0,149444
3	VL 1 & VL 2	flexe	60°/s	0,229655
4	GM 1 & GM2	flexe	60°/s	0,092618
5	GL 1 & GL 2	flexe	60°/s	0,170867
6	ST 1 & ST 2	flexe	60°/s	0,000147
7	BF 1 & BF 2	flexe	60°/s	0,279642

Legenda:

Proměnná 1: porovnání jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

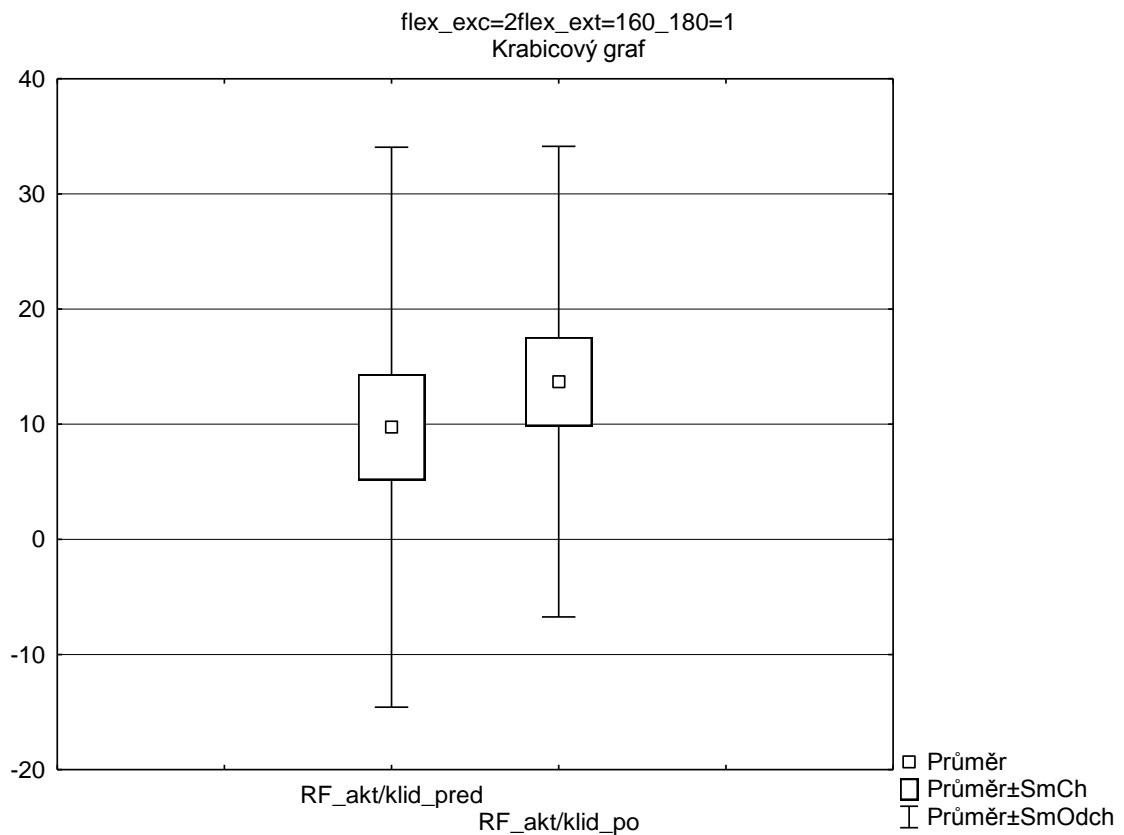
Proměnná 2: porovnání jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

p: hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean amplitude) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ u m. rectus femoris a m. semitendinosus během excentrické flexe v kolenním kloubu.

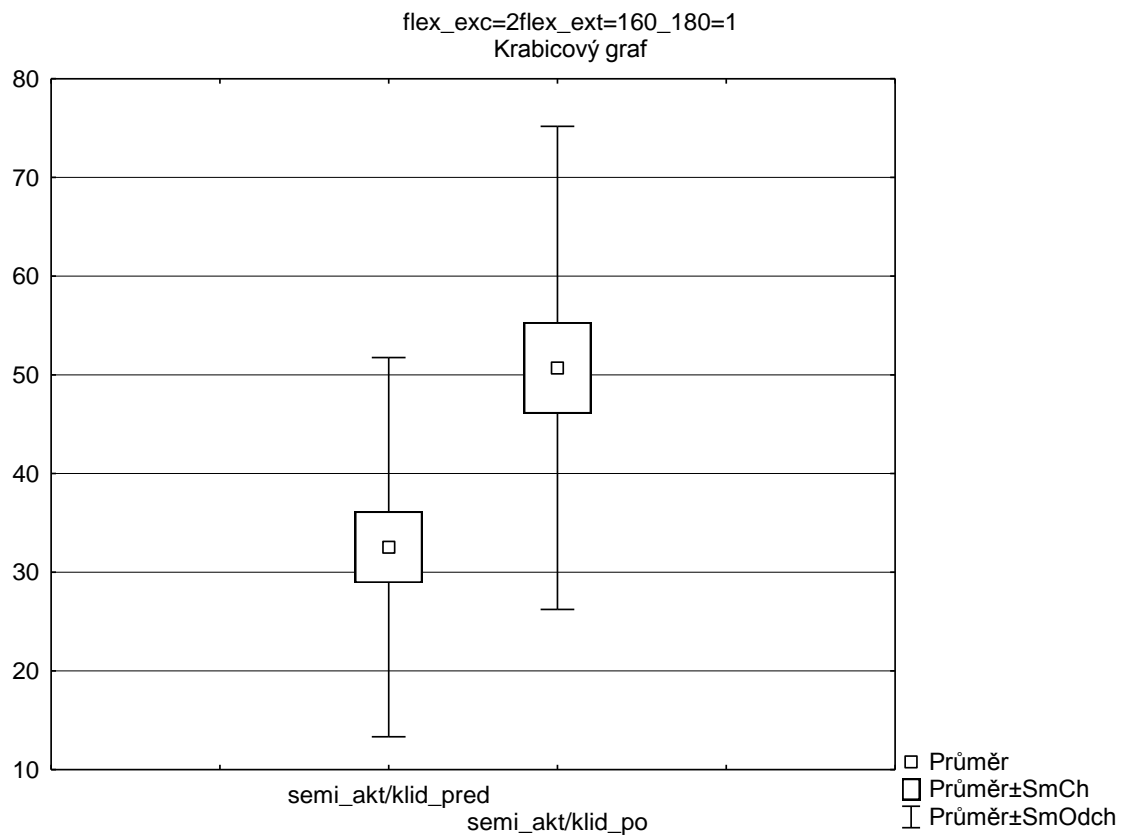
Na základě statistického zpracování výsledků nebyla hypotéza H₅ potvrzena.

Graf č. 12: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean amplitude) m. rectus femoris během excentrické flexe před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s



Při srovnání svalové aktivity m. rectus femoris byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění excentrické flexe při úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita RF zde měla dle parametru mean amplitude rostoucí tendenci.

Graf č. 13: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean amplitude) m. semitendinosus během excentrické flexe před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s



Při srovnání svalové aktivity m. semitendinosus byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění excentrické flexe při úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita ST zde měla dle parametru mean amplitude rostoucí tendenci.

3. 7. 6 Hypotéza 6

H₀₆: Podle ukazatele mean amplitude není svalová aktivita během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

Tabulka 6: Porovnání svalů mezi prvním a druhým měřením, hodnota mean amplitude

Číslo buňky	proměnná	typ kontrakce	úhlová rychlost	p
1	RF 1 & RF 2	flexe	180°/s	0,138836
2	VM 1 & VM 2	flexe	180°/s	0,749878
3	VL 1 & VL 2	flexe	180°/s	0,855448
4	GM 1 & GM2	flexe	180°/s	0,945536
5	GL 1 & GL 2	flexe	180°/s	0,494517
6	ST 1 & ST 2	flexe	180°/s	0,194298
7	BF 1 & BF 2	flexe	180°/s	0,338871

Legenda:

Proměnná 1: porovnání jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

Proměnná 2: porovnání jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

p: hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového protokolu nebyl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ u žádného ze svalů.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H₆ potvrzena.

3. 7. 7 Hypotéza 7

H₀7: Podle ukazatele mean frequency není svalová aktivita během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 60°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

Tabulka 7: Porovnání svalů mezi prvním a druhým měřením, hodnota mean frequency

Číslo buňky	proměnná	typ kontrakce	úhlová rychlost	p
1	RF 1 & RF 2	flexe	60°/s	0,429968
2	VM 1 & VM 2	flexe	60°/s	0,006232
3	VL 1 & VL 2	flexe	60°/s	0,369526
4	GM 1 & GM2	flexe	60°/s	0,000903
5	GL 1 & GL 2	flexe	60°/s	0,038922
6	ST 1 & ST 2	flexe	60°/s	0,029771
7	BF 1 & BF 2	flexe	60°/s	0,657567

Legenda:

Proměnná 1: porovnání jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

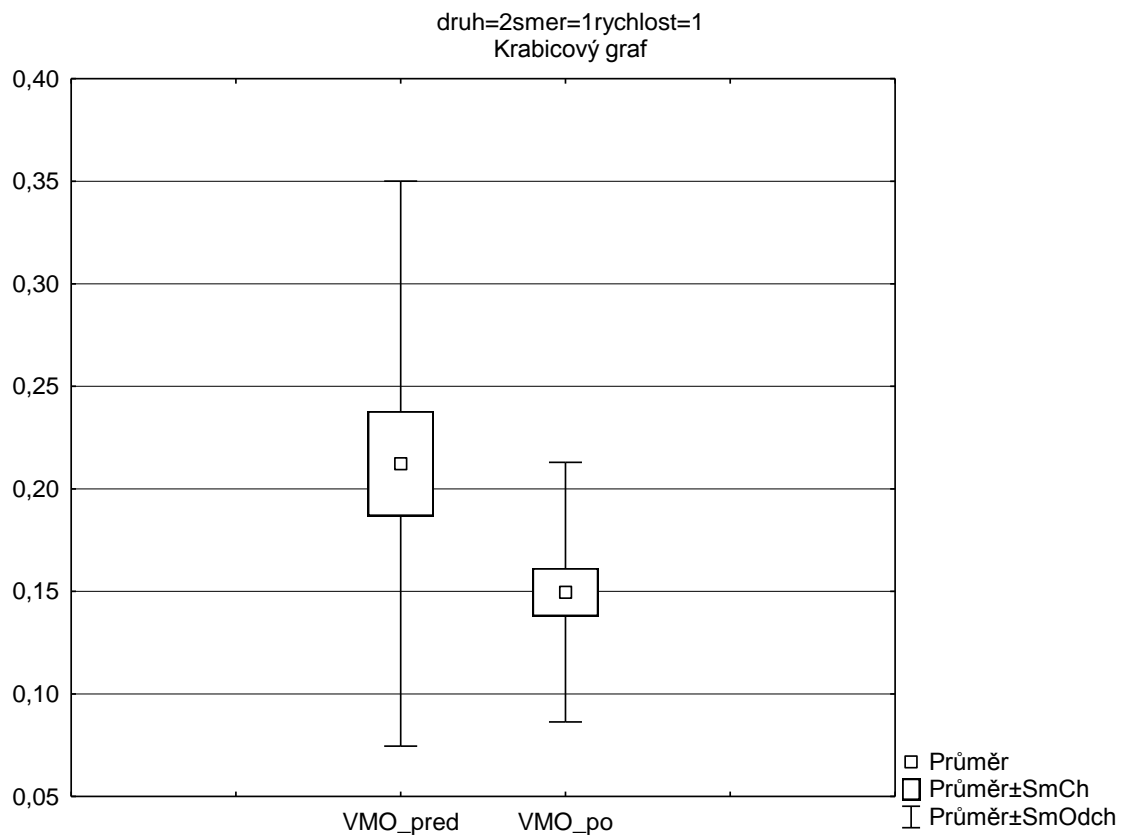
Proměnná 2: porovnání jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

p: hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 60°/s před a po absolvování zátěžového protokolu byl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ u svalů m.vastus medialis, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis a m. semitendinosus během excentrické flexe v kolenním kloubu.

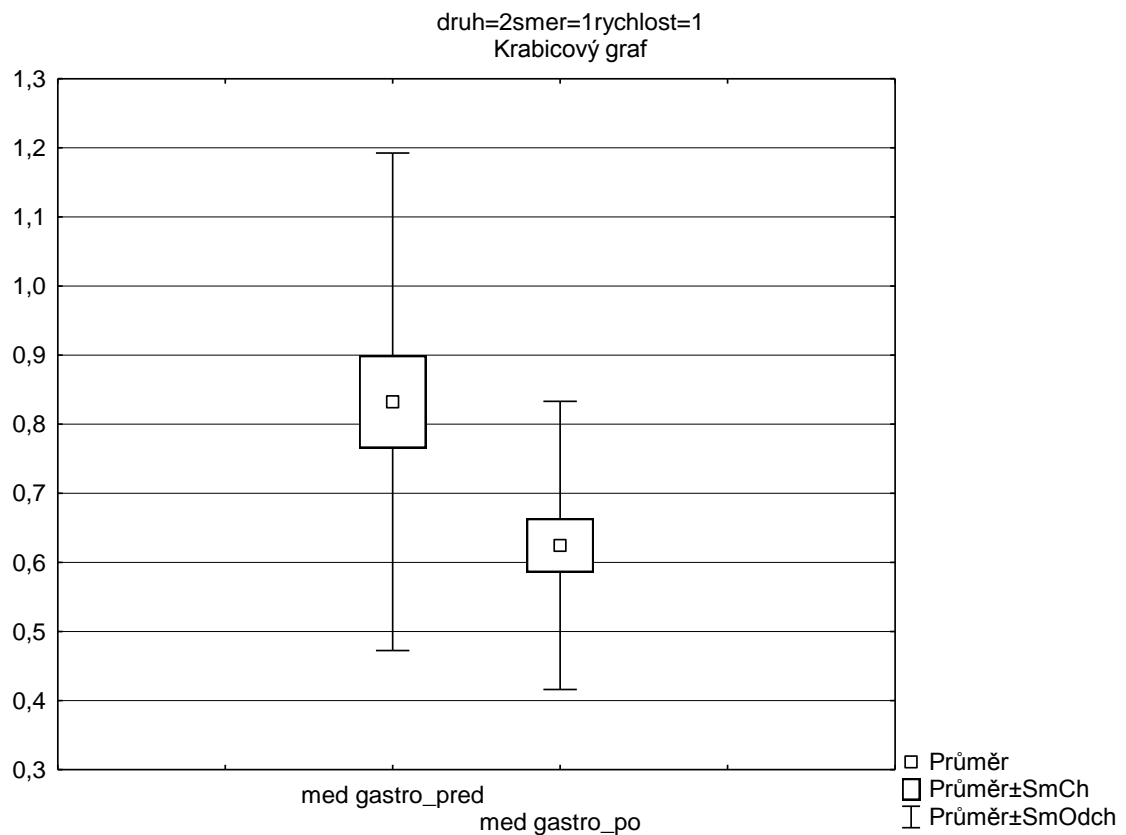
Na základě statistického zpracování výsledků nebyla hypotéza H7 potvrzena.

Graf č. 14: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. vastus medialis během excentrické flexe před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s



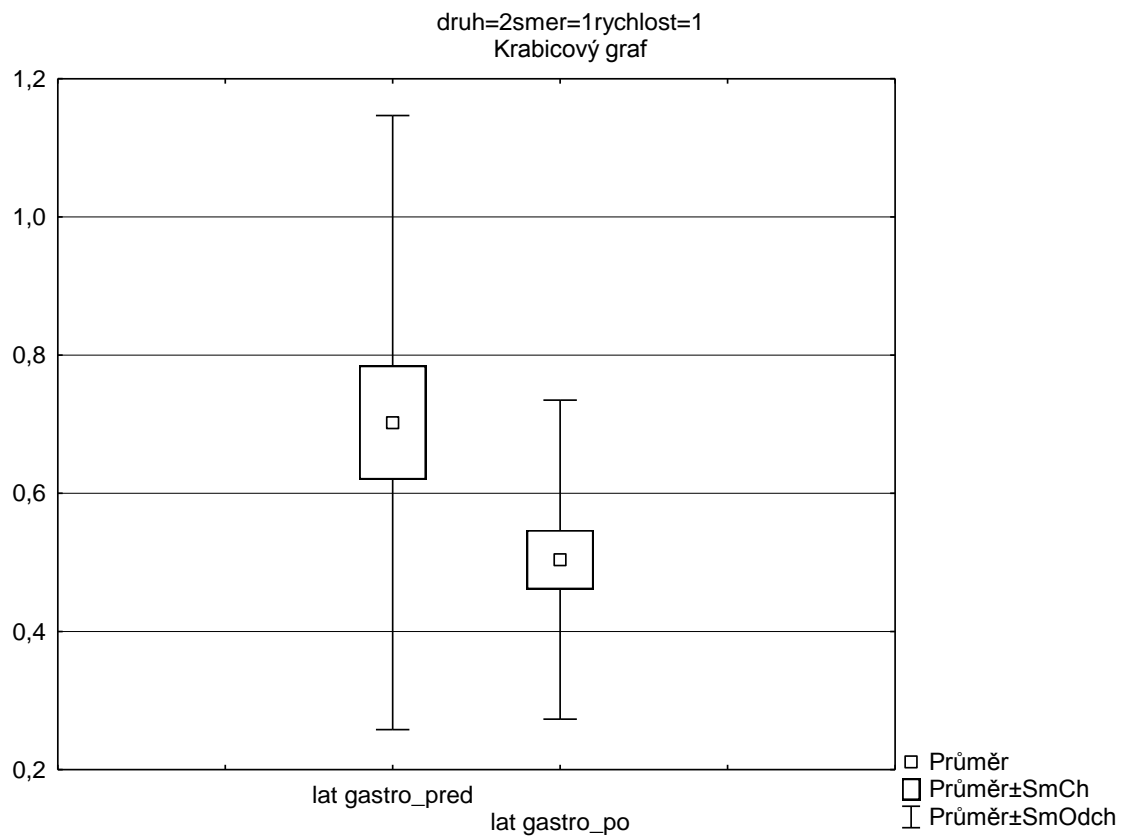
Při srovnání svalové aktivity m. vastus lateralis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění excentrické flexe při úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita VL zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

Graf č. 15: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. gastrocnemius medialis během excentrické flexe před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s



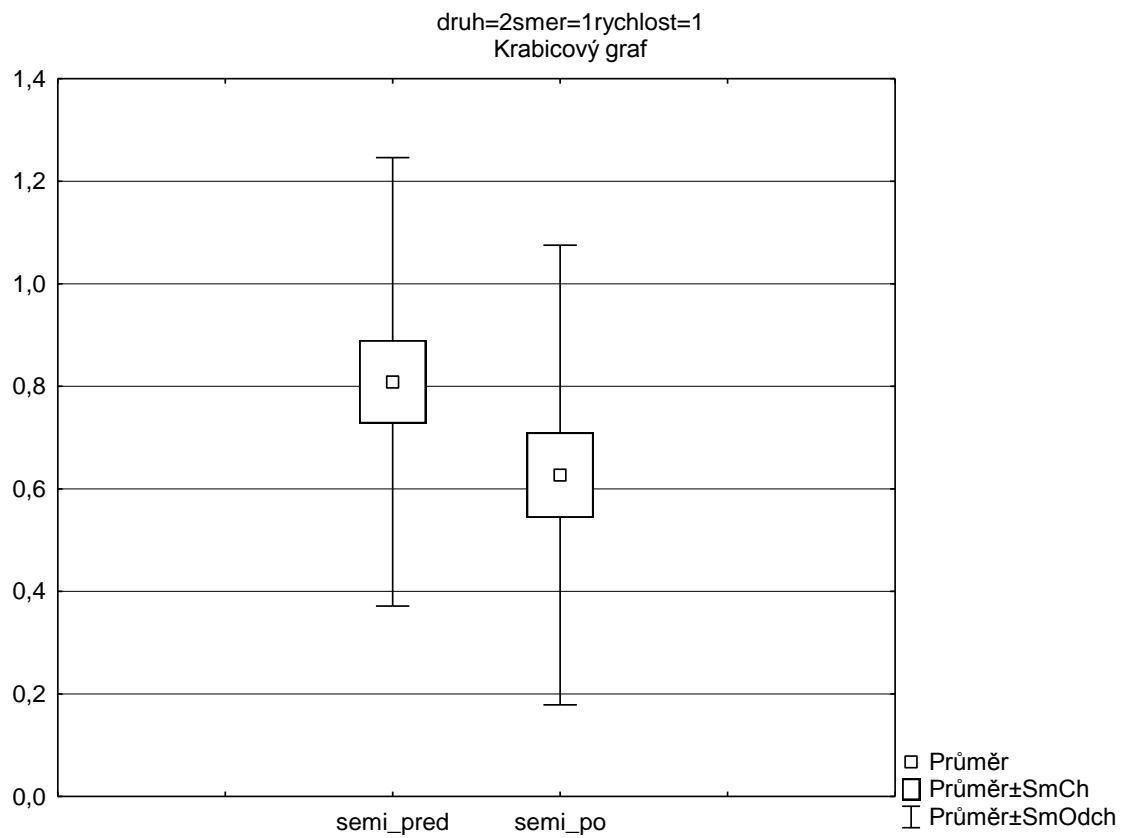
Při srovnání svalové aktivity m. gastrocnemius medialis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění excentrické flexe při úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita GM zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

Graf č. 16: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. gastrocnemius lateralis během excentrické flexe před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s



Při srovnání svalové aktivity m. gastrocnemius lateralis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění excentrické flexe při úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita GL zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

Graf č. 17: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. semitendinosus během excentrické flexe před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 60°/s



Při srovnání svalové aktivity m. semitendinosus byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění excentrické flexe při úhlové rychlosti 60°/s. Aktivita ST zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

3. 7. 8 Hypotéza 8

H₀8: Podle ukazatele mean frequency není svalová aktivita během excentrické kontrakce v úhlové rychlosti 180°/s před a po zátěžovém protokolu rozdílná.

Tabulka 8: Porovnání svalů mezi prvním a druhým měřením, hodnota mean frequency

Číslo buňky	proměnná	typ kontrakce	úhlová rychlost	p
1	RF 1 & RF 2	flexe	180°/s	0,991374
2	VM 1 & VM 2	flexe	180°/s	0,552086
3	VL 1 & VL 2	flexe	180°/s	0,442711
4	GM 1 & GM2	flexe	180°/s	0,01591
5	GL 1 & GL 2	flexe	180°/s	0,089618
6	ST 1 & ST 2	flexe	180°/s	0,127401
7	BF 1 & BF 2	flexe	180°/s	0,304373

Legenda:

Proměnná 1: porovnání jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

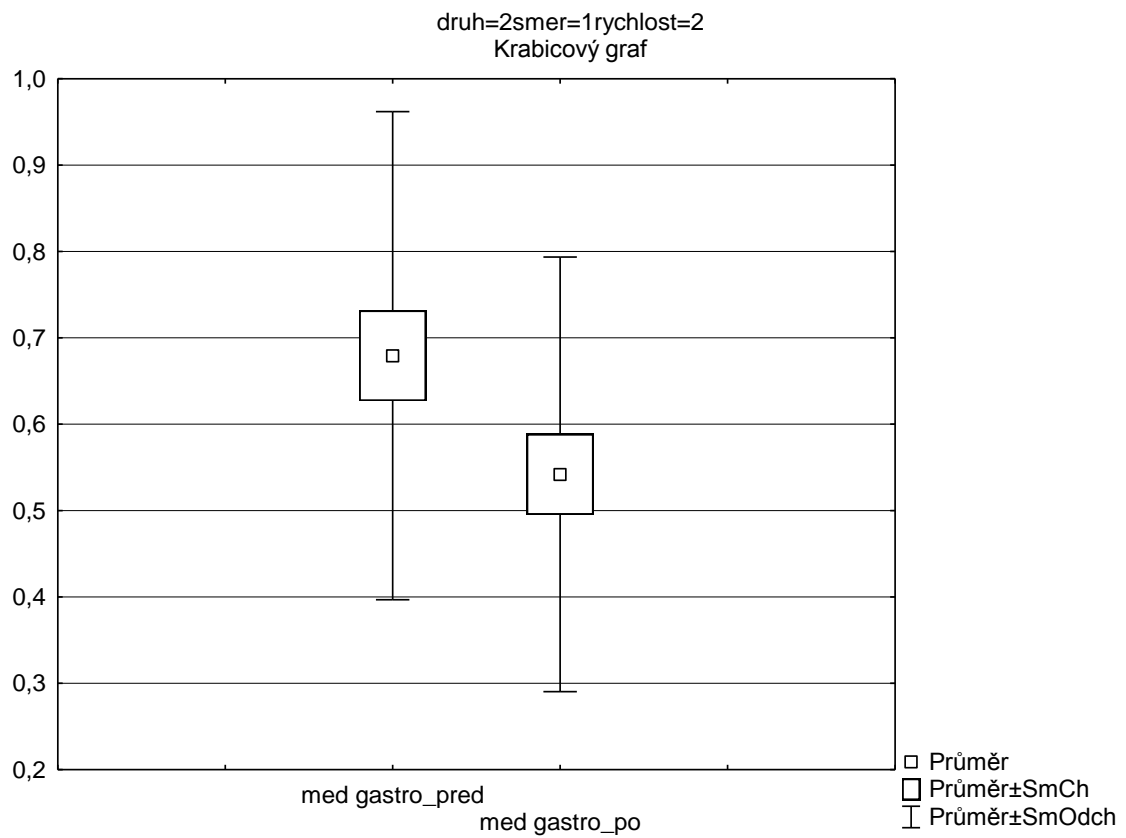
Proměnná 2: porovnání jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

p: hodnota statistické významnosti.

Při porovnání aktivity (hodnota mean frequency) jednotlivých svalů v úhlové rychlosti 180°/s před a po absolvování zátěžového byl prokázán statisticky významný rozdíl na hladině $p < 0,05$ u m. gastrocnemius medialis během excentrické flexe v kolenním kloubu.

Na základě statistického zpracování výsledků nebyla hypotéza H8 potvrzena.

Graf č. 18: Srovnání svalové aktivity (hodnota mean frequency) m. gastrocnemius medialis během excentrické flexe před a po absolvování zátěžového protokolu v úhlové rychlosti 180°/s



Při srovnání svalové aktivity m. gastrocnemius medialis byl prokázán statisticky významný rozdíl při provádění excentrické flexe při úhlové rychlosti 180°/s. Aktivita GM zde měla dle parametru mean frequency klesající tendenci.

3. 7. 9 Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean amplitude

Tabulka 9: Průměrná hodnota parametru mean amplitude pro opakovaná měření v obou úhlových rychlostech

Proměnná	N platných	Průměr R
RF1	171	17,94229
RF2	171	25,88591
VM 1	171	18,37024
VM 2	171	19,54048
VL 1	171	17,55748
VL 2	171	19,17402
GM 1	171	15,92756
GM 2	171	17,93347
GL 1	171	12,74011
GL 2	171	14,99995
ST 1	171	30,740825
ST 2	171	31,47353
BF 1	171	31,28030
BF2	171	41,25387

Legenda:

Proměnná 1: hodnota jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

Proměnná 2: hodnota jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

N platných: celkový počet platných pokusů;

Průměr R: průměrná hodnota parametru mean amplitude u úhlových rychlostí 60°/s a 180°/s.

Tabulka 10: Průměrná hodnota parametru mean amplitude pro opakovaná měření pro každou úhlovou rychlost zvlášť

Proměnná	N platných	Průměr R1	Průměr R2
RF1	25	19,2344333	16,88285
RF2	25	24,8092633	27,0447033
VM 1	25	20,61921	16,42659
VM 2	25	21,1155633	18,0976233
VL 1	25	18,7981567	16,6116667
VL 2	25	19,7206933	18,7648367
GM 1	25	17,1124967	14,4977533
GM 2	25	18,5073533	17,2754

GL 1	25	13,8169733	11,5178667
GL 2	25	14,26812	15,6970933
ST 1	25	27,29973	24,7936008
ST 2	25	34,18192	28,6132233
BF 1	25	33,43772	29,05474
BF2	25	42,1358133	40,4353367

Legenda:

Proměnná 1: hodnota jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

Proměnná 2: hodnota jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

N platných: celkový počet platných pokusů;

Průměr R1: průměrná hodnota parametru mean amplitude u úhlové rychlosti 60°/s;

Průměr R2: průměrná hodnota parametru mean amplitude u úhlové rychlosti 180°/s.

Ze statistického zpracování naměřených hodnot bez rozlišení úhlové rychlosti je patrné pozátěžové zvýšení hodnot průměrů parametru mean amplitude v obou úhlových rychlostech u všech sledovaných svalů.

Při porovnání svalové aktivity vyjádřené parametrem mean amplitude pro úhlové rychlosti zvláště pozorujeme se zvyšující se úhlovou rychlostí snížení hodnoty tohoto parametru pro jednotlivé svaly. Výjimku tvoří pouze průměr hodnot u m. rectus femoris (RM 2) a m. gastrocnemius lateralis (GM 2), obojí po zátěžovém protokolu.

3. 7. 10 Rozdíl v aktivitě svalů podle ukazatele mean frequency

Tabulka 11: Průměrná hodnota parametru mean frequency pro opakovaná měření v obou úhlových rychlostech

Proměnná	N platných	Průměr R
RF1	171	0,449714
RF2	171	0,299703
VM 1	171	0,352416
VM 2	171	0,296397
VL 1	171	0,315015
VL 2	171	0,253253
GM 1	171	0,649602
GM 2	171	0,490354
GL 1	171	0,524642
GL 2	171	0,434370
ST 1	171	0,450129
ST 2	171	0,388254
BF 1	171	0,427358
BF2	171	0,881192

Legenda:

Proměnná 1: hodnota jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

Proměnná 2: hodnota jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

N platných: celkový počet platných pokusů;

Průměr R: průměrná hodnota parametru mean frequency u úhlových rychlostí 60°/s a 180°/s.

Tabulka 12: Průměrná hodnota parametru mean frequency pro opakovaná měření pro úhlové rychlosti zvlášť

Proměnná	N platných	Průměr R1	Průměr R2
RF1	25	0,51221233	0,387215
RF2	25	0,33403033	0,26537567
VM 1	25	0,39376	0,311072
VM 2	25	0,34479767	0,247996
VL 1	25	0,348473	0,28155733
VL 2	25	0,287343	0,21916333

GM 1	25	0,742734	0,556469
GM 2	25	0,55486433	0,42584433
GL 1	25	0,59285267	0,456431
GL 2	25	0,49901167	0,36972967
ST 1	25	0,519288	0,38097
ST 2	25	0,446119	0,33038933
BF 1	25	0,50159533	0,353121
BF2	25	1,03854033	0,72384367

Legenda:

Proměnná 1: hodnota jednotlivých svalů v prvním měření, tj. před zátěžovým protokolem;

Proměnná 2: hodnota jednotlivých svalů v druhém měření, tj. po zátěžovém protokolu;

N platných: celkový počet platných pokusů;

Průměr R1: průměrná hodnota parametru mean frequency u úhlové rychlosti 60°/s;

Průměr R2: průměrná hodnota parametru mean frequency u úhlové rychlosti 180°/s.

Ze statistického zpracování naměřených hodnot bez rozlišení úhlové rychlosti je patrné pozátěžové snížení hodnot průměrů parametru mean frequency u většiny sledovaných svalů. Výjimku tvoří hodnoty m. biceps femoris, zde sledujeme pozátěžové zvýšení hodnot tohoto parametru.

Při porovnání svalové aktivity vyjádřené parametrem mean frequency pro úhlové rychlosti zvláště pozorujeme se zvyšující se úhlovou rychlostí snížení hodnoty tohoto parametru pro jednotlivé svaly. Výjimku tvoří pouze porovnání hodnot m. biceps femoris (BF) před a po zátěži, kdy jak při úhlové rychlosti 60°/s tak 180°/s sledujeme zvýšení hodnoty parametru mean frequency intraindividuálně. Interindividuálně je u BF patrné snížení hodnoty tohoto parametru.

4 Diskuze

Záměrem této diplomové práce bylo zhodnocení aktivity vybraných svalů dominantní dolní končetiny pomocí povrchové EMG před a po simulovaném basketbalovém utkání u hráčů v kategoriích U 17 a U 19. Samotné testování svalové aktivity probíhalo na přístroji IsoMed 2000 v kombinaci s povrchovou EMG. Testovány byly série maximální volní izokinetické koncentrické flexe a extenze a excentrické flexe při úhlových rychlostech 60°/s a 180°/s.

Existuje řada studií, které se zabývají všemi dílčími tématy, které jsou obsaženy v této diplomové práci. Lze jmenovat témata využívající technologii EMG, např. testování projevů svalové únavy v rámci jednotlivých svalů během dílčích kontrakcí či konkrétních pohybových činností, testování kokontrakcí kolenních flexorů a extenzorů za účelem zajištění stability v kolenním kloubu, analýzu parametrů svalové únavy apod (Hodder et al., 2014; Rebai et al., 2012). Stejně tak lze uvést témata, která pro výzkum využívají pouze izokinetickou dynamometrii. Jako příklad lze uvést hodnocení poměru H/Q, což je stále považováno za nejčastěji využívanou metodu hodnocení poměru svalové aktivity pro účely stanovení tréninkového efektu a určení funkčnosti těchto svalů jako dynamických stabilizátorů v prevenci intraartikulárních úrazů (Baltzopoulos et al., 2008). Ačkoliv studií zabývajících se kombinací těchto dvou testových metod stále přibývá, není jich stále zdaleka takové množství jako studií využívajících izolovaně pouze jednu z nich. Důvodem může být časová náročnost pro přípravu a provedení dvou měření a fakt, že obsluhu každého z přístrojů provádí jiný examinator.

Výhody kombinace těchto dvou metod je možné spatřovat zejména pro záměry vyšetření aktivace většího počtu svalů, což umožňuje povrchová poly-elektromyografie, při dodržení standardizovaných podmínek, které poskytuje měření s pomocí dynamometru. Pro účely měření jsou každému probandovi individuálně nastaveny parametry dynamometru, které jsou v přístroji zaznamenány. Opakované měření tedy probíhá ve stejných pozicích a dochází proto k minimálnímu ovlivnění výsledných hodnot. Nevýhodou dynamometru je jeho schopnost testovat pouze jeden čistý směr pohybu, potažmo tedy všechny svaly, které se na něm podílí, a to v izokinetickém režimu. V praxi tedy při měření izokinetické extenze nedokážeme rozlišit, která část m. rectus femoris se na provedení pohybu podílela jakou silou. Z tohoto důvodu je přínosné využití kombinace s povrchovou elektromyografií, která umožňuje snímat

aktivitu daných povrchových svalů zvláště. Tato kombinace metod umožňuje pro testování stanovení mnohem rozsáhlejších a komplexnějších výzkumných cílů. Stále je možné vyšetřit pouze jeden směr pohybu a navíc v izokinetickém režimu, nicméně lze přemýšlet nad testováním např. timingu jednotlivých svalů během flexe, či extenze kolenního kloubu ve smyslu vyšetření nevhodné koaktivace flexorů a extenzorů způsobující neideální postavení kloubu směřující k artrotickým změnám (Aagard et al., 2000; Baltzopoulos et al., 2008; Silva et al., 2014; Timmins et al., 2014).

Ovšem tato kombinace metod s sebou přináší i velké nedostatky. Pokud opomineme obrovskou pořizovací cenu jednotlivých přístrojů, dostaneme se k časové náročnosti provedení celého měření. Samotnému provedení testu předchází řada příprav, jak na straně dynamometrie, tak elektromyografie. Nejedná se tak o metodu, kterou by bylo možné aplikovat v omezeném časovém prostoru, na což je třeba pamatovat také při provádění měření např. po zátěži, kdy časové prostoje nejsou žádoucí.

Další nevýhodou, spíše na straně dynamometrie, je možnost provedení pouze izokinetické svalové kontrakce. Na jednu stranu je zde sice nepopiratelná výhoda standardizovaného vyšetření, ale autoři (Baltzopoulos et al., 2008; Dvir, 2004; Lehnert et al., 2012) oponují absencí tohoto typu pohybu v běžných pohybových činnostech. Tento fakt by mohl být limitující zejména pro aplikaci získaných závěrů pro praxi.

Jednou z oblastí, ve které se mohou tyto testové metody uplatnit je analýza svalové únavy. Tato problematika je vhodným tématem zkoumání zejména sportovní medicíny a sportovní fyzioterapie jako důležité východisko pro prevenci vzniku a četnosti úrazů. Problém ovšem je v její komplexnosti a provázanosti, kdy existuje množství faktorů, které ovlivňují vlastnosti únavy a je proto problematické ji jednoduše testovat a hodnotit. Vhodnost využití povrchové elektromyografie a dynamometrie je dána poměrně jasně definovanými parametry snímaného EMG signálu, který v případě svalové únavy vykazuje následující znaky. Jsou jimi pozátěžové snížení frekvenčního spektra a zvýšení amplitudy. Velikost a tvar amplitudy definují svalovou aktivitu. Zjednodušeně řečeno, při známkách únavy sval svou aktivitu při porovnání s předchozím měřením zvýší, zvýší se proto i amplituda. Oproti tomu frekvenci, která se vlivem únavy po zátěži sníží, můžeme v tomto případě považovat za přímý ukazatel svalové únavy (Hamill & Knutzen, 2009; Krobot & Kolářová, 2011).

Při hodnocení unavitelnosti svalů na základě EMG a dynamometrie ovšem narážíme na již zmíněné množství faktorů, které mohou výsledky ovlivnit. To záměr

této výzkumné činnosti do značné míry komplikuje, protože pro vyjádření validního závěru je nutné testování ve velice stejnorodých skupinách. Projevy únavy se totiž liší v závislosti na trénovanosti, poměru svalových vláken, věku, pohlaví, na testování typu kontrakce, momentálním rozpoložením a mnoha dalších. Z tohoto důvodu je také otázkou zda je možné aplikovat závěry výzkumu jednoho výzkumného souboru jako obecné pravidlo.

Doposud publikované studie zaměřené na projevy únavy a využívající kombinaci dynamometrie a elektromyografie se nejčastěji zaměřují na analýzu buď excentrické či koncentrické svalové kontrakce a to většinou pouze u flexorů a extenzorů kolene. Konkrétně se nejčastěji jedná o m. quadriceps femoris, m. biceps femoris či m. semitendinosus (Aagard et al., 2000; Baltzopoulos, et al., 2012; Cortes et al, 2014; Hodder, 2014; Yalfani et al, 2013). Výzkum v rámci této diplomové práce se ovšem na pohyb kolenního kloubu zaměřuje poměrně komplexněji a pro analýzu bylo vybráno celkem 7 svalů. Jedná se o m. rectus femoris, m. vastus lateralis et medialis, m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. gastrocnemius lateralis et medialis. Přístrojové měření probíhalo před a po zátěžovém protokole, který představoval standardizované basketbalové utkání. Tato pohybová činnost tedy dynamicky zaměstnává více svalových skupin, než jen flexory a extenzory kolene. Proto bylo naší snahou ověřit očekávané projevy únavy komplexně ve více svalech

Cílem diplomové práce bylo prokázat rozdíl v aktivitě těchto svalů před a po zátěžovém protokolu a to podle parametrů mean amplitude a mean frequency. Svalová aktivita byla monitorována ve dvou úhlových rychlostech, předmětem hypotéz bylo srovnání aktivity v rámci jedné úhlové rychlosti. Porovnání v rámci obou rychlostí navzájem je probráno pouze okrajově.

Pro stanovení cílů a hypotéz diplomové práce jsme vycházeli z několika předpokladů. Změnu parametru mean amplitude ve smyslu jejího zvýšení podporují teoretické poznatky o nábore motorických jednotek autorů Ganonga (2004) a Rokyty et al. (2008), tedy prostorová sumace. Postupný nábor motorických jednotek probíhá od nejmenších a nejexcitabilnějších MJ po největší díky narůstajícímu počtu přicházejících vzruchů. Větší motorické jednotky jsou odpovědné především za kontrolu velkých svalových skupin, odpovídají tedy ve velké míře za posturální kontrolu. Mají také několikanásobně větší sílu stahu, než malé, a při jejich postupném zapojování tedy dochází k strmější gradaci svalové síly. Se zvyšující se svalovou únavou roste požadavek na udržení stále stejné kvality kontrakce, což se projevuje

zapojováním většího počtu motorických jednotek. To se na snímaném signálu projeví jako nárůst amplitudy.

Pro předpoklad změny parametru mean frequency ve smyslu snížení frekvenčního spektra jsme vycházeli z teorie časové sumace. Aby byla svalová kontrakce plynulá, probíhá nábor motorických jednotek asynchronně. Tímto způsobem lze dosáhnout plynulého nárůstu svalové síly. Pro dosažení a udržení maximální svalové síly musí dojít ke zvýšení frekvence vzruchů, které přicházejí k motorickým jednotkám. Tím je dosaženo krátkodobého zvýšení svalové síly, ale zároveň rychlého nástupu únavy. Se zvyšujícím se stupněm únavy tedy frekvence vzruchů opět klesá, což se projeví na snímaném signálu EMG snížením hodnot parametru mean frequency (Ganong, 2004; Baltzopoulos, et al., 2012; Rokyta et al., 2008).

Dalším předpokladem, který již není obsažen v hypotézách, je trend výskytu menší amplitudy u pozátěžového měření při vyšší úhlové rychlosti. Zde jsme vycházeli z teorie, že provedení pohybu v nižších úhlových rychlostech je silově náročnější, poskytuje pracujícím svalům větší odpor a klade větší nároky na nábor a koordinační schopnost motorických jednotek (Rebai et al., 2012).

Pokud se zaměříme na výsledky této diplomové práce, můžeme zamítnout tvrzení stanovená v hypotézách s výjimkou Hypotézy 6, která naopak může být potvrzena. Kromě této jediné hypotézy tedy lze tvrdit, že aktivita měřených svalů před a po zátěžovém protokolu je statisticky významně rozdílná a to platí jak pro parametr mean amplitude, tak mean frequency. Statisticky významný rozdíl nevidíme pouze u porovnávání parametru mean amplitude při excentrické kontrakci v úhlové rychlosti 60°/s (viz Tabulka č. 6).

Při zaměření se na konkrétní svaly můžeme doložit statisticky významnou změnu v aktivitě podle parametru mean amplitude při koncentrické kontrakci o úhlové rychlosti 60°/s (viz Tabulka č. 1) u GL (viz Graf č. 1), u kterého ovšem pozorujeme snížení hodnoty amplitudy po zátěži a u BF (viz Graf č. 2), u kterého se amplituda po zátěži zvyšuje. Zvýšení hodnoty amplitudy po zátěži pozorujeme také při porovnání koncentrické kontrakce při 180°/s (viz Tabulka č. 2) a to u flexe VL (viz Graf č. 3), a extenze VL (viz Graf č. 4) a GM (viz Graf č. 5). Dále má amplituda rostoucí tendenci u porovnání excentrické flexe při 60°/s (viz Tabulka č. 5) a to u RF (viz Graf č. 12), a ST (viz Graf č. 13). Pokud se zaměříme na srovnání průměrů hodnot mean amplitude pro obě úhlové rychlosti dohromady (viz Tabulka č. 9), vidíme zvýšení tohoto parametru po zátěži u všech svalů. Při srovnání hodnot průměrů parametru mean

amplitude vzájemně mezi úhlovými rychlostmi, vidíme pokles tohoto parametru u většiny svalů při úhlové rychlosti 180°/s (viz Tabulka č. 10), výjimku tvoří pouze srovnání RF a GL, obojí po zátěžovém protokolu, kdy průměr hodnot mean amplitude je vyšší u pohybů při úhlové rychlosti 60°/s. Výsledky tedy až na výjimky korespondují s výše uvedenými teoretickými předpoklady pro tuto práci a potvrzují trend pozátěžového zvýšení parametru mean amplitude v rámci stejné úhlové rychlosti, jako ukazatele tendence zvyšovat svalovou sílu pro zachování stále stejné síly kontrakce.

Statisticky významná změna v aktivitě svalů podle parametru mean frequency, a to pokles hodnoty tohoto parametru, je patrná při koncentrické kontrakci o úhlové rychlosti 60°/s (viz Tabulka č. 3) u VM (viz Graf č. 6) a VL (viz Graf č. 7) při extenzi. Dále je stejný trend pozorovatelný při koncentrické kontrakci o úhlové rychlosti 180°/s (viz Tabulka č. 4) a to u VM (viz Graf č. 8), VL (viz Graf č. 9) a GL (viz Graf č. 11) při extenzi a u GM (viz Graf č. 10) při flexi. Při excentrické kontrakci o úhlové rychlosti 60°/s (viz Tabulka č. 7) pozorujeme statisticky významný rozdíl v aktivitě VM (viz Graf č. 14), GM (viz Graf č. 15), GL (viz Graf č. 16), a ST (viz Graf č. 17), a to při flexi. Je zde patrný pokles hodnot mean frequency. Poslední statisticky významný rozdíl v aktivitě svalů vidíme u excentrické kontrakce o úhlové rychlosti 180°/s (viz Tabulka č. 8) a to u GM během flexe (viz Graf č. 18). Při srovnání průměrů hodnot mean frequency pro obě úhlové rychlosti dohromady (viz Tabulka č. 11), vidíme pokles tohoto parametru po zátěži u většiny svalů. Výjimku tvoří BF, u kterého je průměr hodnot mean frequency po zátěži vyšší. Pokud porovnáme průměrné hodnoty parametru mean frequency vzájemně mezi oběma úhlovými rychlostmi, vidíme pokles tohoto parametru u většiny svalů při úhlové rychlosti 180°/s (viz Tabulka č. 12), výjimku tvoří pouze srovnání BF, a to jak při porovnání hodnot před zátěžovým protokolem, tak po něm. Výsledky tedy až na výjimky korespondují s výše uvedenými teoretickými předpoklady pro tuto práci a potvrzují trend pozátěžového snížení parametru mean frequency jako ukazatele svalové únavy.

Vyhodnocení jednotlivých svalů, které dle statistického zpracování vykazují statisticky významné rozdíly ve svalové aktivitě, může být dále v teoretické rovině vztaženo ke stabilitě kolenního kloubu. Statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě před a po zátěžovém protokolu vykazovaly svaly v 18 případech. Z toho nejčastější výskyt je u m. vastus lateralis (4), m. vastus medialis (3), m. gastrocnemius medialis (3) a m. gastrocnemius lateralis (4). Z toho lze vyvodit, že tyto svaly během daného zátěžového protokolu pravděpodobně vykazují největší míru únavy. S přihlédnutím

k jejich funkci stabilizátorů kolene je vhodné zdůraznit zejména VL a VM, u nichž se může svalová únava ve zvýšené míře projevit rizikem vzniku úrazu kolene. Pro komplexní zhodnocení vlivu svalové únavy na změny v postavení kolenního kloubu a potažmo na riziko úrazu by ovšem bylo žádoucí tato data doplnit o další vyšetření před a po zátěži. Vhodné by bylo vyšetření Q úhlu kolenního kloubu.

Právě změnami kinematiky kolenního kloubu během zátěže se věnují Cortes et al. (2014). Dle autorů se zvyšující se svalová únava projevuje na dolních končetinách zvýšením valgotického postavení v kolenním kloubu a zvýšením flexe v kyčelním i kolenním kloubu, a to zejména během iniciálního kontaktu s podložkou. Kloub v tomto neideálním postavení musí odolávat mnohem větší zátěži a riziko úrazu se zvyšuje zejména během dopadů na jednu dolní končetinu, rychlých změn směrů a během prudkého zastavení.

Zajímavé je také srovnání s výsledky autorů Bahra a Engebretsen (2009), kteří sledovali únavu svalů dolních končetin u profesionálních hráčů kolektivních sportů ve vztahu k času stráveném na hřišti. Z jejich výsledků plynou jako svaly nejvíce podléhající únavě m. biceps femoris a m. semitendinosus. V rámci výzkumu této diplomové práce se statisticky významný rozdíl v aktivitě těchto dvou svalů prokázal pouze v jednom případě pro každý sval.

Jako každá jiná studie i tato má limity a faktory, které do jisté míry mohou ovlivnit parametry výsledků a reprodukovatelnost testu. Mezi jednu z nejdůležitějších je vhodné uvést relativně malou výzkumnou skupinu, kterou tvořilo pouze 25 probandů. Bylo by vhodné realizovat stejný výzkum na větší skupině pro potvrzení validity a reliability testových metod. Dalším důležitým faktorem ovlivňujícím výsledné hodnoty, a to zejména při opakování měření jinými examinátory, je umístění elektrod. Aplikace elektrod na různé části svalu bohužel velkou měrou přispívá k výskytu chyby měření. Může zde dojít ke dvěma nejčastějším chybám. Jednak se zde může projevit nestejně umístění elektrod na svalovém břišku v rámci více probandů, kdy elektrody by měly být nalepeny vprostřed svalového břiška. Každá odchylka od ideálního umístění může generovat odlišný typ signálu (De Luca, 1997; Krobot & Kolářová, 2011). Dále může dojít k posunu umístění elektrody v rámci jednoho probanda a to při pozátěžovém měření, kdy se elektrody lepí znovu. Tento faktor lze částečně odstranit přelepením elektrod těsně před druhým měřením. Tím, že při sundávání použité elektrody vidíme místo jejího nalepení, jsme schopni novou elektrodu nalepit na shodné místo. Další limitující faktor může představovat samotná izokinetická dynamometrie.

Dle Dvir (2004) se izokinetická kontrakce nevyskytuje během běžně prováděných pohybů a lze ji provést pouze s pomocí dynamometru. Dle Hoddera (2014) fakt, že je únava patrná u jednoho typu kontrakce neznamena, že bude vykazovat stejné parametry při ostatních druzích kontrakce. Proto by bylo vhodné porovnat zjištěné výsledky s obdobným testováním ale při jiných typech kontrakce. Dalším limitujícím faktorem pro tento typ vyšetření je počet opakování kontrakcí během jednoho měření. Jedná se o tři série měření (koncentrická flexe, koncentrická extenze, excentrická flexe) ve dvou úhlových rychlostech ($60^\circ/\text{s}$ a $180^\circ/\text{s}$), přičemž každý typ kontrakce je opakován třikrát. Celkem tedy probandi při jednom měření provedou 18 kontrakcí, přičemž jejich úkolem je provést kontrakci maximální možnou silou. Výzkum vyžaduje dvě měření, před a po zátěžovém protokole, probandi tedy pro výzkumné účely provádí 36 kontrakcí v izokinetickém režimu maximální možnou silou. Bosquet et al. (2016) ve své studii analyzoval míru zátěže při opakování 30 maximálních volných koncentrických kontrakcí v izokinetickém režimu o úhlové rychlosti $180^\circ/\text{s}$. Ze závěrů tohoto autora plyne, že takovýto typ zatížení je srovnatelný se zátěží během zátěžového anaerobního testu Wingate. Proto můžeme předpokládat, že tak velký počet opakování kontrakcí se projeví i na samotném testovacím protokolu snížením svalové síly, zejména u kontrakce zařazené v protokolu jako poslední. Z tohoto důvodu by bylo vhodné zahrnout pro další výzkum také záznam velikosti momentu síly pro danou kontrakci.

Na závěr se nabízí otázka využitelnosti testování svalové únavy pomocí povrchové elektromyografie a dynamometrie pro praktické účely. Vzhledem k náročnosti příprav a také samotného měření se tato kombinace metod nabízí jako vhodná varianta pouze pro výzkumné účely. V této kombinaci metod je patrný velký potenciál pro vývoj parametrů hodnotících projevy únavy, které by se mohly dále prakticky použít pro rychlé a jednoduché testování např. v terénních podmínkách. Stanovení takovýchto jasných parametrů ovšem není zcela jednoznačné díky poměrně velkému počtu faktorů ovlivňujících vlastnosti únavy. Proto by pro pokračování tohoto typu výzkumu mělo být provedeno mnoho dalších studií zaměřených na různé další parametry, jako je věk, pohlaví, trénovanost jedince apod.

5 Závěr

Tématem diplomové práce bylo srovnání aktivity vybraných svalů dominantní dolní končetiny před a po standardizovaném basketbalovém utkání u hráčů žákovských kategorií. Pro účely této studie byla pomocí povrchové EMG snímána koncentrická i excentrická aktivita svalů v izokinetickém režimu o dvou úhlových rychlostech: 60°/s a 180°/s. Srovnání svalové aktivity bylo uskutečněno na základě dvou parametrů: mean amplitude, hodnotící míru aktivity svalů a mean frequency prokazující svalovou únavu. Hodnocení aktivity svalů se uskutečnilo zvlášť pro obě úhlové rychlosti a zvlášť pro koncentrický a excentrický typ kontrakce.

Na základě stanoveného cíle práce bylo definováno celkem osm hypotéz, z nichž bylo sedm zamítnuto a jedna potvrzena. Ze statistického zpracování dat vyplynuly následující závěry.

Při hodnocení aktivity svalů na základě parametru mean amplitude byly statisticky významné změny ve smyslu zvýšení tohoto parametru patrné u šesti svalů. A to u m. biceps femoris při koncentrické flexi při úhlové rychlosti 60°/s, u m. vastus lateralis při koncentrické flexi při úhlové rychlosti 180°/s, u m. vastus lateralis a m. gastrocnemius lateralis při koncentrické extenzi při úhlové rychlosti 180°/s, u m. rectus femoris a m. semitendinosus při excentrické flexi při úhlové rychlosti 60°/s. U většiny ostatních hodnocených svalů byla tendence parametru mean amplitude po zátěžovém protokolu také stoupat, ovšem hodnoty se pohybovaly pod úrovní statistické významnosti.

Při hodnocení aktivity svalů na základě parametru mean frequency byly statisticky významné změny ve smyslu snížení tohoto parametru patrné u jedenácti svalů. A to u m. vastus medialis a m. vastus lateralis při koncentrické extenzi při úhlové rychlosti 60°/s, u m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. gastrocnemius lateralis při koncentrické extenzi při úhlové rychlosti 180°/s, u m. gastrocnemius medialis při koncentrické flexi při úhlové rychlosti 180°/s, u m. vastus medialis, m. gastrocnemius medialis, m. gastrocnemius lateralis a m. semitendinosus při excentrické flexi při úhlové rychlosti 60°/s, a u m. gastrocnemius medialis při excentrické flexi při úhlové rychlosti 180°/s. U většiny ostatních hodnocených svalů byla tendence parametru mean frequency po zátěžovém protokolu také klesat, ovšem hodnoty se pohybovaly pod úrovní statistické významnosti.

6 Souhrn

Diplomová práce je součástí výzkumného projektu s názvem Únava a riziko poranění kolene u sportující mládeže, kdy pro tuto práci byl vybrán soubor hráčů basketbalu hrajících v kategoriích U 17 a U 19. Cílem práce bylo zhodnocení aktivity svalů dominantní dolní končetiny před a po zátěžovém protokolu pomocí povrchové EMG za účelem ozřejnění svalové únavy.

Práce je rozdělena na dva velké celky, teoretickou a praktickou část. Teoretická část nabízí základní poznatky zahrnující informace o svalu, svalové kontrakci, definici a typech svalové únavy, kolenním kloubu, basketbalu a testových metodách využitých v této práci: povrchové EMG a izokinetické dynamometrii.

Praktická část nabízí seznámení s cíli a hypotézami práce, přehled metodiky, analýzu dat a jejich statistické zpracování. Výzkumu se účastnilo 25 probandů o průměrném věku 17 let. K měření byl použit izokinetický dynamometr IsoMed 2000 a elektromyografický přístroj NORAXON MyoSystem 1400A. Signál byl snímán samolepicími jednorázovými povrchovými oválnými elektrodami Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem. Průměr elektrod byl 24 mm. Signál byl snímán sedmi svody s 1000Hz frekvencí, odpor přístroje byl $> 10\text{M}\Omega$. Následně byl signál zaznamenán a zpracován v programu MyoResearch XP Master v. 1.03.05. Snímáno bylo celkem sedm svalů dominantní dolní končetiny (m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. semitendinosus, m. gastrocnemius lateralis a m. gastrocnemius medialis).

Měření probíhalo před a po standardizovaném basketbalovém utkání BUP 28. Každé měření sestávalo ze dvou sérií po třech pokusech, přičemž série se lišily úhlovou rychlostí provedeného pohybu ($60^\circ/\text{s}$ a $180^\circ/\text{s}$). Zaznamenána a vyhodnocena byla koncentrická flexe extenze, a excentrická flexe kolenního kloubu. Výsledné hodnoty byly statisticky zpracovány, jako hladina statistické významnosti byla použita hodnota $p < 0,05$.

Z výsledků studie vyplývá zvýšení hodnot parametru mean amplitude u většiny testovaných svalů, nad hladinu statistické významnosti se dostaly hodnoty u šesti svalů. Dále výsledky dokazují snížení hodnot parametru mean frequency u většiny testovaných svalů, přičemž nad hladinu statistické významnosti se dostaly hodnoty jedenácti svalů. Posun parametru mean frequency k nižším hodnotám vypovídá o svalové únavě.

7 Summary

The master thesis is a part of research project named The fatigue and risk of knee injury in youngsters doing sports. For the purpose of this thesis the group of basketball players of U 17 and U 19 categories was chosen. The aim of the thesis was to evaluate the muscle activity of dominant lower limb before and after standardized load protocol using surface EMG to prove muscle fatigue.

The thesis is divided into two units, the Theoretical and Practical part. The theoretical part offers fundamental knowledge about muscle, muscle contraction, definition and types of muscle fatigue, knee joint, basketball and used testing methods: surface EMG and isokinetic dynamometry.

The practical part presents aims and hypotheses of the thesis, the methodology overview, data analysis and its statistical processing. The research employed 25 basketball players of the average age of 17 years. For the purpose of measurement the following devices were used: isokinetic dynamometer IsoMed 2000 and electromyographic device NORAXON MyoSystem 1400A. The signal was recorded by self-adhesive disposable surface elliptical electrodes Kendall-ARBO silver-silver chloride with solid hydrogel. The electrode diameter was 24 mm. The signal was scanned by seven leads of 1000 Hz frequency, the device resistance was $> 10M\Omega$. Subsequently, the signal was analysed using computer software MyoResearch XP Master v. 1.03.05. The activity of seven muscles in total was recorded: m. rectus femoris, m. vastus lateralis, m. vastus medialis, m. semitendinosus, m. gastrocnemius lateralis and m. gastrocnemius medialis.

The measurements were held before and after standardized basketball match BUP 28. Each measurement consisted of three sets of two movement repetitions at 60°/s and 180°/s velocity. Concentric and eccentric flexion and extension, and eccentric flexion of the knee joint were recorded and measured. The final values were statistically evaluated on the level of statistical significance of $p < 0,05$.

The results of the study show the increase of mean amplitude values in the majority of measured muscles. Six of the muscles appeared to be above the level of statistical importance. The results also show the decrease of mean frequency values in the majority of measured muscles. Eleven of the muscles appeared to be above the level of statistical importance. The shift of the values of mean frequency thus function as a prove of muscle fatigue.

10 Referenční seznam

- Aagard, P., Simonsen, E. B., Anderson, J. L., Magnusson, S. P., Bojsen-Møller, F., & Dyhre-Poulsen, P. (2000). Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 10(2), 58–67.
- Abdelkrim, N. B., El Fazaa, S., & El Ati, J. (2007). Time-motion analysis and physiological data of elite under-19-year-old basketball players during competition. *British Journal of Sports Medicine*, 41(2), 69-75.
- Baghbaninaghadehi, F., Ramezani, A. R., & Hatami, F. (2013). The effect of functional fatigue on static and dynamic balance in female athletes. *International SportMed Journal*, 14 (2), 77-85.
- Bahr, R. & Engebretsen, L.(2009). *Handbook of Sports Medicine and Science: Sports Injury Prevention*. Blackwell Publishing. P. 78- 112.
- Baltzopoulos, B., King, M., Gleeson, N., & De Ste Croix, M. (2012). The bases expert statement on measurement of muscle strength with isokinetic dynamometry. *The Sport and Exercise Scientist*, 31, 12–13.
- Baroni, B. M., Stocchero, C. M. A., Espírito Santo, R. C., Ritzel, C. H., & Vaz, M. A. (2011). The effect of contraction type on muscle strength, work and fatigue in maximal isokinetic exercise. *Isokinetics and Exercise Science*, 19 (3), 215-220
- Bassa, H., Kotzamanidis, Ch., Siatras, T., Mameletzi, D., & Skoufas, D. (2002). Coactivation of knee muscles during isokinetic concentric and eccentric knee extensions and flexions in prepubertal gymnasts. *Isokinetics and exercise science*, 10(3), 137–144.
- Bosquet, L., Gouadec, K., Berryman, N., Duclos, C., Gremeaux, V., & Croisier, J. L. (2016). The total work measured during a high intensity isokinetic fatigue test is associated with anaerobic work capacity. *Journal of Sports Science and Medicine*, 15, 126-130

Carius, D., Kugler, P., Kuhwald, H., & Wollny, R. (2015). Absolute and relative intrasession reliability of surface EMG variables for voluntary precise forearm movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25, 860-869.

Castagna, C., Manzi, V., D'Ottavio, S., Annino, G., Padua, E., & Bishop, D. (2007). Relation between maximal aerobic power and the ability to repeat sprints in young basketball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1172-1176.

Cortes, N., Greska, E., Ambegaonkar, J. P., Kollock, R. O., & Onate, J. A. (2014). Knee kinematics is altered post-fatigue while performing a crossover task. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 22, 2202–2208

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

Di Salvo, V., Baron, R., Tschann, H., Montero, F. J., Bachl, N., & Pigozzi, F. (2007). Performance characteristics according to playing position in elite soccer. *International Journal of Sports Medicine*, 28(3), 222-227

Dobřý, L. & Velenský, E. (1987). *Košíková (Teorie a didaktika)*. Praha: SPN.

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

Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications* (2nd. Ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.

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

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

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

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

Erčulj, F., Dežman, B., Vučkovič, G., Perš, J., Perš, M., & Krtistan, M. (2008). An analysis of basketball players' movements in the slovenian basketball league play-offs using the SAGIT tracking system. *Facta Universitatis. Series: Physical Education and Sport*, 6 (1), 75-84.

Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie* (J. Herget, K. Rakušan, Trans.). Praha: Galén. (Original work published 2003.)

Gordon, A. I., DiStefano, L. J., Denegar, C. R., Ragle, R. B., & Norman, J. (2014). College and professional women's basketball players' lower extremity injuries: A survey of career incidence. *International Journal of Athletic Therapy and Training*, 19 (5), 25-33.

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

Hamill, J. & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement* (3rd. ed.). Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins.

Hodder, J. N., Plashkes, T. E., Franklin, R. A., Hickey, H. K., & Maly, M. R. (2014). Effect of submaximal exercise of knee coactivation in young and middle-aged women. *Journal of Applied Biomechanics*, 30, 269-275

Hůlka, K., Cuberek, R., & Bělka, J. (2013). Heart rate and time-motion analyses in top junior players during basketball matches. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis, Gymnica*, 43 (3), 27-35.

Hunter, S. K., Critchlow, A., & Enoka, R. M. (2005). Muscle endurance is greater for old men compared with strength-matched young men. *J Appl Physiol*, 99, 890-897.

Klusemann, M. J., Pyne, D. B., Hopkins, W. G., & Drinkwater, E. J. (2013). Activity Profiles and Demands of Seasonal and Tournament Basketball Competition. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(6), 623-629.

Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Retrieved 5. 1. 2016 from World Wide Web: <http://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>

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

Lehnert, M. a kol. (2012). *Anaerobic performance: assesment and training*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Langer, F., & Botek, M. (2010). *Trénink kondice ve sportu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Máček, M. & Vávra, J. (1988). *Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže*. 2.vyd. Praha: Avicenum.

Madigan, M. L. & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanice during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinsiology*, 13, 491-498.

McInnes, S., Carlson, J., Jones C., & McKenna, M. (1995). The physiological load imposed on basketball players during competition. *Journal of Sports Sciences*, 13, 387-397.

McKeag, D. B. (2003). *Handbook of Sports Medicine and Science Basketball*. Malden, Mass.: Blackwell Science.

Meško, D. & Komandel, L. (2005) *Telovýchovnolekárske vademekum*. Bratislava: Slovenská spoločnosť telovýchovného lekárstva. 221 s. ISBN 80-969446-4-9.

- Minshull, C., Eston, R., Rees, D., & Gleeson, N. (2012). Knee joint neuromuscular activation performance during muscle damage and superimposed fatigue. *Journal of Sports Sciences*, 30 (10), 1015-1024.
- Narazaki, K., Berg, K., Stergiou, N., & Chen, B. (2009). Physiological demands of competitive basketball. *Scand J Med Sci Sports*, 19(3), 425-432.
- Nauza, M. (1999). *Únava známá a neznámá*. Praha: Centrum klinické imunologie. 45 s.
- Nigg, S. R., Whitting, J. W., Tomaras, E., Davis, E., & Nigg, B. M. (2015). The basketball-20: development of a basketball-specific field-based work protocol. *Journal of Fitness Research*, 4 (3), 26-35.
- Rebai, H., Zarrouk, N., Sahli S., Tabka, Z., Hug, F., & Dougi, M. (2012). Effect of heavy isokinetic intermittent exercise on acute neuromuscular fatigue in knee extensors. *Isokinetic and Exercise Science*. 20, 121-128.
- Rodová, R., Mayer, M., & Janura, M. (2001). Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (4), 173–177.
- Rokyta, R. a kol. (2008). *Fyziologie* (2nd ed.). Praha: ISV.
- Sadri, K., Khani, M., & Sadri, I. (2014). Role of central fatigue in resistance and endurance exercises: an emphasis on mechanisms and potential sites. *Sport Logia*, 10 (2), 65-80.
- Samaan, M. A., Hoch, M. C., Ringleb, S. I., Bawab, S., & Weinhandl, J. (2015). Isolated hamstrings fatigue alters hip and knee joint coordination during cutting maneuver. *Journal of Applied Biomechanics*, 31, 102-110.
- Scholes, C. J., McDonald, M. D., & Parker, A. W. (2012). Single-subject analysis reveals variation in knee mechanics during step landing. *Journal of Biomechanics*, 45, 2074-2078.


- 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.
- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Cone, J. R., Henson, R. A., Montgomery, M. M., Pye, M. L., & Tritsch, A. J. (2015). Changes in fatigue, multiplanar knee laxicity, and landing biomechanics during intermittent exercise. *Journal of Athletic Training*, 50 (5), 486-497.
- Silva, C. R., Silva, D. O., Aragao, F. A., Ferrari, D., Alves, N., & Azevedo, F. M. (2014). Influence of neuromuscular fatigue on co-contraction between vastus medialis and vastus lateralis during isometric contractions. *Kinesiology*, 46 (2), 179-185
- Štirn, I., Jarm, T., & Strojnik, V. (2008). Evaluation of the mean power frequency of the EMG signal power spectrum at endurance levels during fatiguing isometric muscle contractions. *Kinesiologia Slovenica*, 14 (1), 28-39.
- Taylor J. L., Todd, G., & Gandevia, S.C. (2006). Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clin Exp Pharmacol Physiol*, 33, 400–405.
- Timmins, R. G., Opar, D. A., Williams, M. D., Schache, A. G., Dear N. M., & Shileld, A. J. (2014). Reduced biceps femoris myoelectrical activity influences eccentric knee flexor weakness after repeated sprint running. *Scand J Med Sci Sports*. 24, 299-305.
- Tutté, M. L., Viladomat, M. A., Coppin, O. V., Cervantes, D. H. & Munoz, J. I. T. (2015). The association of WOMAC, HSS and isokinetic strenght and fatigue of knee muscles in people with osteoarthritis following total knee replacement. *Isokineticand Exercise Science*. 23, 61-67.
- Yalfani, A., Gandomi, F., & Abbasi, H. (2013). The effect of fatigue on ankle and knee proprioception and dynamic control of posture. *International Journal of Sports Sciences and Fitness*, 3 (2), 235-249.

Williams, J. D., Abt, G., & Kilding, A. E. (2010). Ball-Sport Endurance and Sprint Test (BEAST90): validity and reliability of a 90-minute soccer performance test. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12), 3209-3218.

Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed.). Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons.

11 Přílohy

Příloha č. 1: Informovaný souhlas

	Univerzita Palackého v Olomouci	Fakulta tělesné kultury
---	------------------------------------	----------------------------

INFORMOVANÝ SOUHLAS
Únava a riziko zranění kolena a hamstringů fotbalistů žákovských kategorií

Jméno a příjmení: _____

Datum narození: _____

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

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

Podpis zákonného zástupce účastníka: _____

Datum: _____

Podpis řešitele pověřeného touto studií: _____

doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr.
23. května 2013

Datum: _____

Příloha č. 2: Dotazník: aktuální zdravotní stav

Dotazník: Aktuální zdravotní stav Datum:

Přiřazené číslo:

Jméno probanda:

Věk Výška Váha

Dominance horní končetiny

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

Preferenční dolní končetina pro odraz

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

Úrazy na dolních končetinách (zlomeniny, distorze, operace)

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

Bolesti bederní páteře ANO – NE

Pokud ANO jak často

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

Berete léky? ANO – NE

Pokud ANO, uveďte které

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

Bolesti bederní páteře ANO – NE

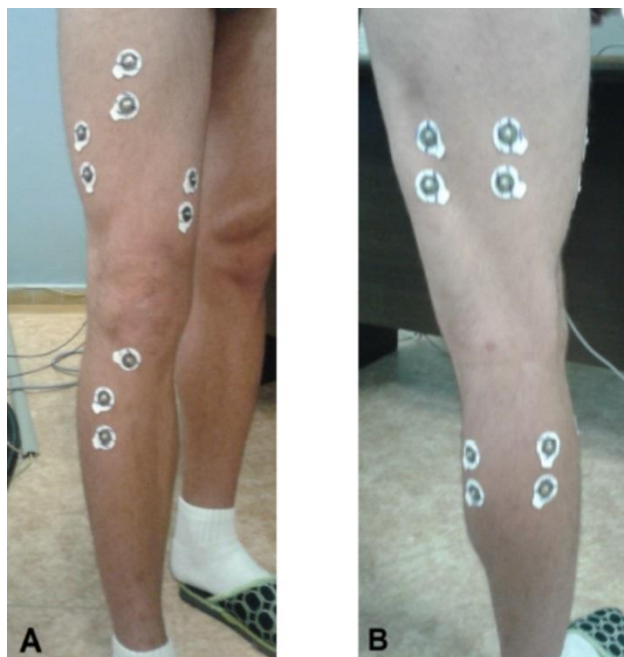
Pokud ANO jak často

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

Berete léky? ANO – NE

Pokud ANO, uveďte které

Příloha č. 3: Uložení elektrod



Příloha č. 4: Testovací pozice

