

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Hodnocení svalové aktivity při výskoku u basketbalistů pomocí ukazatele
frekvenční analýzy a elektromechanického zpoždění**

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Sandra Kotlabová, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2018

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Sandra Kotlabová

Název diplomové práce: Hodnocení svalové aktivity při výskoku u basketbalistů pomocí ukazatele frekvenční analýzy a elektromechanického zpoždění

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2019

Abstrakt: Cílem práce bylo hodnocení svalové aktivity flexorů kolenního kloubu u basketbalistů pomocí dvou různých ukazatelů – frekvenční analýzy a elektromechanického zpoždění a jejich následné porovnání. Výzkumu se účastnilo 29 hráčů basketbalu ve věku U13 (n= 15, průměrný věk $13,4 \pm 0,4$) a U 15 (n= 14, průměrný věk $15,1 \pm 0,7$) z týmů Olomouce a Prostějova. Svalová aktivita byla snímána během vertikálního výskoku pomocí povrchového polyEMG z m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. gastrocnemius medialis za současné synchronizace se silovou plošinou. Při analýze byl u každého svalu zaznamenán začátek aktivace z křivky aktivity svalu a čas, za který došlo k dosažení maximálního peak power svalu. EMD bylo vypočítáno jako doba mezi odrazem z plošiny a začátkem aktivace svalu. Měření bylo prováděno přístroji Noraxon MyoSystem 1400A a Noraxon TeleMyo 2400G2. Každý účastník prováděl tři pokusy o co nejvyšší vertikální skok, které byly zaznamenány a pro analýzu dat se použil druhý pokus. Výsledky ukázaly změnu sledovaných parametrů mezi prvním a druhým měřením, konkrétně zvýšení hodnot EMD a snížení u frekvenční analýzy, které můžeme přisuzovat narůstající únavě v průběhu sezóny. Co se týče porovnání jednotlivých metod frekvenční analýzy a EMD vyhodnocené výsledky byly u jednotlivých svalů až na malé rozdíly velice podobné, avšak nedosáhly stanovené hladiny statistické významnosti.

Klíčová slova: povrchová elektromyografie, vertikální skok, únava, frekvenční analýza, elektromechanické zpoždění, basketbal, adolescenti

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Bc. Sandra Kotlabová

Title of the master thesis: Assessment of muscle activity in basketball players during squat jump by frequency analysis and electromechanical delay

Departement: Departement of physiotherapy

Supervisor: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

The year of presentation: 2019

Abstract: The aim of this diploma thesis was to assess the muscle activity of knee flexors in basketball players by two different methods- the frequency analysis and electromechanical delay and their comparison. The study was conducted on 29 basketball players, aged 13 (n= 15, mean age $13,4 \pm 0,4$) a U 15 (n= 14, mean age $15,1 \pm 0,7$) and 15, from Olomouc and Prostějov. The muscle activity was measured during squat jump using a surface electromyography from biceps femoris, semitendinosus and gastrocnemius medialis muscles with simultaneous synchronization with the force platform. The analysis measured the onset activity of muscle and time when each muscle reached maximal peak power. EMD was calculated as a time from bounce from the force platform to the onset activity of muscle. The Noraxon MyoSystem 1400A and Noraxon Telemetry 2400G2 were used as measuring devices. Each measurement consisted of three jumps and the second jump was used for data analysis. The results showed a change in the measured parameters between first a second measurement, raise of EMD and lower frequencies in frequency analysis. This can be interpreted as an accumulation of fatigue during the basketball season. In terms of comparing the individual methods frequency analysis and EMD the result showed minimal differences but very similar values, but none of them was statistically significant.

Key words: surface electromyography, squat jump, fatigue, frequency analysis, electromechanical delay, basketball, adolescents

I consent to lending this thesis paper to the library services.

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

V Olomouci dne:

.....

Děkuji Mgr. Amr Zaatarovi, Ph.D. za odborný dohled, trpělivost a cenné rady, které mi poskytl při zpracování této práce. Děkuji také celému týmu, který se na měření podílel. A za pomoc při statistickém zpracování dat děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi.

Diplomová práce vznikla za podpory projektu grantové agentury České republiky č. GA16-13750S s názvem „Kumulativní efekt únavy na neuromuskulární řízení kolene a riziko zranění u mladých sportovců během růstu a zrání.“

Obsah

| | |
|----------------------------------------------------------|----|
| 1 Úvod..... | 9 |
| 2 Přehled poznatků..... | 10 |
| 2.1. Hamstringy – svalový komplex..... | 10 |
| 2.1.1 Vliv hamstringů na stabilitu kolenního kloubu..... | 11 |
| 2.2 Specifika basketbalu..... | 12 |
| 2.2.1 Zranění v basketbalu..... | 13 |
| 2.3 Únava..... | 14 |
| 2.3.1 Fyziologické příčiny únavy..... | 15 |
| 2.3.2 Centrální únava..... | 15 |
| 2.3.3 Periferní únava..... | 16 |
| 2.3.4 Svalová únava ve sportu..... | 16 |
| 2.4. Vertikální skok..... | 20 |
| 2.4.1 Fáze výskoku..... | 20 |
| 2.4.2 Vliv únavy na výskok..... | 21 |
| 2.5 Elektromyografie..... | 23 |
| 2.5.1. Fyziologie EMG signálu..... | 23 |
| 2.5.2 Využití, výhody a limity EMG vyšetření..... | 24 |
| 2.5.3 Faktory ovlivňující snímaný signál..... | 25 |
| 2.5.4 Hodnocení EMG signálu..... | 25 |
| 2.5.5 Hodnocení svalové únavy pomocí EMG..... | 26 |
| 2.5.6. Elektromechanické zpoždění a únava..... | 27 |
| 3 Praktická část..... | 29 |
| 3.1 Cíle a hypotézy..... | 29 |
| 3.1.1 Hlavní cíl..... | 29 |
| 3.1.2 Dílčí cíle..... | 29 |
| 3.1.3 Výzkumné otázky..... | 29 |
| 3.1.4 Hypotézy..... | 29 |
| 4 Metodika..... | 30 |
| 4.1 Charakteristika výzkumného souboru..... | 30 |
| 4.2. Příprava před měřením..... | 30 |
| 4.2.1 Umístění elektrod..... | 30 |
| 4.2.2 Technické parametry vybavení..... | 30 |

| | |
|------------------------------------------|----|
| 4.3 Měření..... | 31 |
| 4.4 Metodika vyhodnocování výsledků..... | 31 |
| 4.4.1 Analýza polyEMG záznamu | 31 |
| 4.4.2 Statistické zpracování dat | 32 |
| 5 Výsledky..... | 33 |
| 5.1 Výzkumná otázka 1 | 33 |
| 5.2 Hypotéza H01 | 34 |
| 5.3 Hypotéza H02 | 36 |
| 6 Diskuze..... | 38 |
| 7 Závěr..... | 44 |
| 8 Souhrn | 45 |
| 9 Summary | 46 |
| 10 Referenční seznam | 47 |
| 11 Přílohy | 56 |

Seznam zkratek

BF – biceps femoris

CMJ – countermovement jump

EMD – elektromechanické zpoždění

EMG – elektromyografie

GM – gastrocnemius medialis

GRF – ground reaction force

LCA – ligamentum cruciatum anterius

m. – musculus

MVC – maximální volní kontrakce

RF – rectus femoris

SJ – squat jump

ST – semitendinosus

U 13 – věková kategorie do 13 let

U 15 – věková kategorie do 15 let

1 Úvod

Basketbal je velice dynamický sport, při kterém jsou na hráče kladeny velké energetické nároky. Při tréninku či utkání jsou hráči vystavováni fyzickému i psychickému vypětí, které může vést ke vzniku únavy. Pokud není mezi tréninky či utkáními zařazena adekvátní regenerace, ať už pasivní či aktivní, velmi často dochází ke kumulaci únavy a následným změnám při sportovním výkonu jedince. Únava se může manifestovat sníženou svalovou koordinací, změnami kinematiky prováděných pohybů či neschopností se plně soustředit na prováděný výkon. Všechny tyto faktory přispívají ke vzniku zranění, které sportovce může omezit při aktivní činnosti na dlouhou dobu.

K monitoraci únavy je možné použít metodu povrchové elektromyografie, při které se snímá elektrický potenciál svalů pomocí povrchových elektrod. Jde o poměrně jednoduchou metodu, která nám dává jasný obraz o neuromuskulární aktivitě pohybového aparátu. Vhodnou metodou k detekci únavy je frekvenční analýza, díky které můžeme při únavě detekovat změnu charakteru snímaného signálu. Další metodou je hodnocení únavy pomocí elektromechanického zpoždění neboli EMD, které je definováno jako doba před nástupem elektrické aktivity svalu při dané činnosti (Cavanagh & Komi, 1979). Během rostoucí únavy se zvyšují časy elektromechanického zpoždění, kdy organismus potřebuje více času pro zajištění neurofyziologických pochodů probíhajících při svalové kontrakci.

U hráčů basketbalu se únava často hodnotí během vertikálního skoku, který je jednou ze základních motorických dovedností objevujících se v rámci tréninků či utkání. Při nástupu únavy dochází ke snížení výbušné síly, což se může projevit snížením výšky výskoku nebo také změnou nastavení kloubů dolních končetin. Pokud v kloubu není zajištěna optimální neuromuskulární kontrola, může docházet ke snížení dynamické stability kloubu a zvyšuje se i riziko vzniku úrazu.

Proto je velice důležitým únavu správně monitorovat a předcházet tak její kumulaci, která může vést ke snížení výkonu hráče a případnému vzniku zranění.

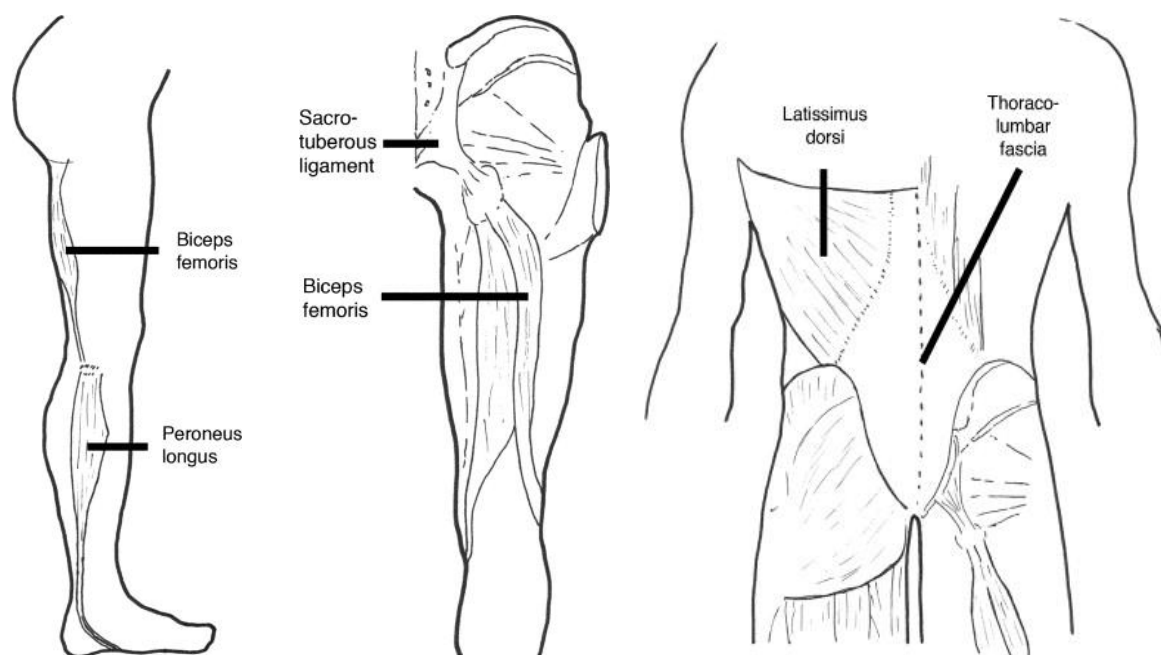
2 Přehled poznatků

2.1. Hamstringy – svalový komplex

Svalový komplex hamstringů zahrnuje tři svaly – m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris. Všechny výše zmiňované svaly propojují kyčelní a kolenní kloub a podílejí se na jejich pohybech. Hlavní funkcí hamstringů je flexe kolenního a extenze kyčelního kloubu. Během některých aktivit mohou tyto dva klouby konat pohyb v opačných směrech, což hamstringy mechanicky natahuje a může vést k jejich zranění. U hamstringů převažují svalová vlákna II. typu, díky kterým mají hamstringy například v porovnání s m. quadriceps femoris, více výbušné síly (Ropiak & Bosco, 2012; van der Made et al., 2015).

Všechny výše uvedené svaly, kromě caput brevis m. bicipiti femoris, mají společný začátek na tuber ischiadicum. Caput brevis začíná na linea aspera femuru a upíná se na caput fibulae. Caput longum se upíná přes tendinózní komplex a fascii také na caput fibulae a laterální kondyl tibie. Funcí m. biceps femoris je flexe kolene, zevní rotace bérce a také se podílí na extenzi, addukci a zevní rotaci kyčelního kloubu. M. semitendinosus se upíná na mediální ploše tibie ve společném úponu tzv. pes anserinus. Jeho funkcí je flexe kolene, vnitřní rotace bérce a zajištění stability kolenního kloubu proti pohybům do valgózního postavení. M. semimembranosus se upíná na posteromediální část tibie, hlouběji než m. semitendinosus. Díky jeho úponům na ligamenta a aponeurózy kolenního kloubu se z velké části podílí na jeho stabilitě. Také zajišťuje flexi kolene a vnitřní rotaci bérce a extenzi, addukci a vnitřní rotaci kyčelního kloubu (Ropiak & Bosco, 2012).

Hamstringy mají z anatomického hlediska propojení jak s proximálními, tak i distálními částmi těla a navzájem se funkčně ovlivňují. Distální spojení zajišťuje m. biceps femoris, který je přes fascie připojen k m. peroneus longus a fibule. Tím pádem vzniká spojení proximálního segmentu dolní končetiny s hlezenním kloubem a chodidlem. A proximálně se segmenty napojují u tuber ischiadicum, kde šlacha caput longum m. bicipiti femoris přechází do ligamentum sacrotuberousum a dále do thorakolumbální fascie. Tato funkční propojení vedou od thorakolumbální fascie přes zádové a břišní svaly až ke svalům upínající se na krční páteři a pletenci ramenním. Díky tomuto propojení můžeme usuzovat, že hamstringy ovlivňují sakroiliakální skloubení, stabilitu lumbosakrálního přechodu i kraniálních segmentů a naopak (Hoskins & Pollard, 2005).



Obrázek 1 Propojení hamstringů s distální částí končetiny a trupem (Hoskins & Pollard, 2005)

2.1.1 Vliv hamstringů na stabilitu kolenního kloubu

Jedním z nejdůležitějších faktorů, který se podílí na stabilitě kloubu je kokontrakce agonistů a antagonistů. U kolenního kloubu tuto spolupráci zajišťují právě hamstringy společně s m. quadriceps femoris. Pokud jsou tyto svaly ve správné neuromuskulární rovnováze, kloub se nachází v optimální pozici, čímž se snižuje riziko vzniku zranění při prováděných pohybech (Kim & Hong, 2011). Aktivace těchto svalů je většinou vyjádřena tzv. H/Q ratio – tedy poměrem mezi maximální koncentrickou kontrakcí flexorů a extenzorů kolene při stejné úhlové rychlosti (Delextrat, Gregory & Cohen, 2010). Hodnota byla určena poměry absolutní síly extenzorů a flexorů v poměru 3:2. Průměrná hodnota H/Q ratio je tedy 0,6 a při různých úhlových rychlostech může dosahovat až hodnoty 0,9. V několika výzkumech bylo prokázáno, že právě únava je jeden z klíčových faktorů snižujících H/Q ratio, což může vyústit ke zranění (Wright, Ball & Wood, 2010).

Hamstringy během extenze kolenního kloubu napomáhají LCA a brání díky svému dorzálnímu tahu anteriornímu posunu tibie vůči femuru. Tím se zvýší pevnost kloubu a sníží se síly, které negativně působí na kolenní kloub a jeho struktury. Dále se uplatňují jako brzdný mechanismus, který excentricky zpomaluje pohyb, zejména při dynamických pohybech (Kim & Hong, 2011).

2.2 Specifika basketbalu

Basketbal patří k jednomu z nejpůvodnějších týmových sportů. Svou povahou se řadí k dynamickým sportům a má široké spektrum pohybových dovedností. Střídají se zde pohyby o vysoké intenzitě, jako rychlé přesuny, náhlé změny pohybu či výskoky, s pohyby prováděnými v menší či nízké intenzitě, při kterých si mohou hráči odpočinout. Intenzitu a rychlost při které se zápas hraje ovlivňuje fyzická zdatnost jedinců, herní pozice hráče a také fyzická zdatnost protivníků (Castellano, Blanco – Villasenor & Alvarez, 2011). Při zaměření na herní nároky basketbalu vyšlo najevo, že hráči během zápasu průměrně urazí vzdálenost až 6 kilometrů při 40minutové hře. Většinu herního času se pohybují nad laktátovým prahem přibližně kolem 85% maxima tepové frekvence. (Stojanovič, Stojilickovič, Scanlan, Dalbo, Berkelmans & Milanovič, 2018). Změna směru, zrychlení či zpomalení bylo u hráčů provedeno 800 až 1500krát (Kluseman, Pyne, Hopkins & Drinkwater, 2013) a výskok z jedné či obou nohou až 50krát za jeden zápas (Ben Abdelkrim, Fazaa & El Ati, 2007). Z těchto faktů můžeme soudit, že basketbal klade na hráče vysoké energetické nároky. Proto je velice důležitý trénink zaměřený na všechny aspekty herních činností, ale i na fyzickou zdatnost sportovců. Dalším důležitým úkolem zejména trenérů je správná monitorace a následná kompenzace vzniklé únavy, aby se předešlo snížení výkonu či vzniku zranění (Edwards, Spiteri, Piggott, Bonhotal, Haff & Joyce, 2018).

Jednou z nejdůležitějších činností v basketbale je střelba na koš s cílem skórování. Nejčastěji se pro tuto činnost používá tzv. jump shot, tedy střelba na koš ve výskoku. Jump shot tvoří až 70 % všech pokusů o získání bodu (Struzik, Pietraszewski & Zawadzki, 2014). Faktor, který ovlivňuje schopnost střelby s míčem na koš je hlavně výška skoku, ze které hráč následně hází (Oudejans, Karamat & Stolk, 2012). Pohyb těla při střelbě na koš by měl být plně automatizován a sportovec by ho měl zvládat opakovaně i bez narušení vnějšími faktory. Tedy i při napadání obránci by měla být střelba uskutečněna z nejvyššího možného bodu a nejlépe v co nejkratším časovém úseku (Kornecki, Lenart & Siemieński, 2002).

Neodmyslitelnou a také důležitou součástí výskoku je následný dopad, který by měl probíhat jako pružné a měkké přistání. Při hře je nesčetné množství výskoků, a tedy i dopadů, a proto je správná dopadová technika pro hráče esenciální. Důležitým bodem při doskoku je flexe dolních končetin, která umožňuje lepší absorpci nárazů. Pokud hráč dopadá na extendované dolní končetiny, nedochází k dostatečné absorpci nárazů a postupně se zvyšuje riziko zranění

(Struzik, Pietraszewski & Zawadzki, 2014). Bird a Markwick (2016) ve své práci uvádějí dva důležité mechanismy pro optimální absorpci nárazů při dopadu, a to rozsah pohybu dorzální flexe a svalovou sílu plantárních flexorů hlezenního kloubu. Pokud je snižená dorzální flexe hlezna automaticky dochází ke snížení flexe v kolenním kloubu a kyčelním kloubu, což vede k tvrdému dopadu. Takové biomechanické nastavení kloubů dolní končetiny může vést při opakovaných tvrdých dopadech ke vzniku patelární tendinopatie či poranění LCA (Fong, Blackburn, Norcross, McGrath & Padua, 2011).

Provádění jakéhokoliv sportu u dětí a mladistvých nabízí mnoho výhod. Od útlého věku provozují určitou pohybovou aktivitu, zlepšují své zdraví a odolnost a v týmových sportech se stávají i součástí kolektivu, ve kterém se musí naučit působit. Avšak sport má i stinné stránky, mladí sportovci jsou často přetrénovaní a přesahují tak svůj atletický potenciál, což může vést ke vzniku únavy a následného zranění (Di Fiori et al., 2018). Guedes a João (2014) uvádějí, že na dospívající hráče basketbalu jsou kladeny vysoké nároky, co se týče odolnosti a vytrvalosti. Tím dochází k přetěžování nedozrálého organismu, což může vyústit až k biomechanické kompenzaci pohybového aparátu. Pokud je mladistvý organismus neustále zatěžovaný bez adekvátního odpočinku či následné kompenzace dochází k postupnému rozvoji strukturálních změn, které jsou predispozicí pro vznik zranění.

2.2.1 Zranění v basketbalu

Basketbal je komplexní sport, který sportovce vystavuje pohybům vysoké intenzity a neustálému zrychlení či změnám pohybu (Edwards, Spiteri, Piggott, Bonhotal, Haff & Joyce, 2018). I z tohoto důvodu se basketbal řadí k jednému z nejrizikovějších sportů, co se vzniku zranění týče. Ve své studii Hootman, Dick a Agel (2007) uvádí vznik 7 až 10 zranění na 1000 nastoupení do zápasů. Basketbal byl původně navržen jako nekontaktní sport, avšak během let se vyvinul na hru, kdy je kontakt mezi hráči vyvíjen. Hráči často používají svá těla pro vytvoření výhodnější pozice pro házení na koš, či zabránění skórování protivníka (Drakos, Domb, Strarkey, Callahan & Allen, 2010). A právě i díky kontaktům mezi hráči dochází k nepředvídatelným pohybům či dopadům na nerovnou podložku a vyššímu riziku ke vzniku zranění. Mezi nejčastěji poškozené oblasti těla jsou dolní končetiny (až 66 %) buď traumaticky nebo z přetížení (Taylor, Ford, Nguyen, Terry & Hegedus, 2015). Dvě nejčastější zranění dolních končetin mezi basketbalisty je ruptura ligamentum cruciatum anterius (LCA) a distorze laterálního hlezenního kloubu.

2.3 Únava

Únavu můžeme definovat jako stav snížené výkonnosti na základě předchozí pohybové aktivity (Pastucha et al., 2014). Při zatížení nastávají v organismu charakteristické změny spojené s únavou (Novotný, 2014). Tyto změny mohou mít subjektivní charakter, jako pocit slabosti či svalové bolesti nebo je můžeme objektivně zhodnotit pomocí ukazatelů jako pH tkání, zásoby glykogenu či snížení produkce maximální svalové síly a dalších. Únava je multifaktoriální proces, nedá se tedy přesně říci, který faktor ji způsobuje. Nejčastěji se uvádí kombinace nedostatečného energetického zásobení v důsledku vyčerpání zásob, zvýšené nahromadění metabolitů v organismu, dehydratace organismu nebo nedostatek neurotransmiterů na zajištění nervosvalového přenosu (Rokyta et al., 2015). Únava však nesouvisí pouze s tělesnou zátěží, ale objevuje se i s psychosenzorickými a mentálními aktivitami (Máček & Radvanský, 2011). Při únavě dochází ke snížení funkce motorického řízení, percepce nebo poklesu mentální funkce. To má za následek snížení kapacity energetických zásob svalů, svalové síly nebo vyčerpání kontraktilní funkce (Enoka & Duchateau, 2008).

Williams a Ratel (2013) stanovili tři body, které jsou rozhodující pro definici únavy:

1. Přítomnost poklesu v jednom či více biologických systémech
2. Pokles je reverzibilní
3. Pokles se může či nemusí projevit před pozorovatelnou změnou výkonu či selháním

První bod poukazuje na snížení síly, rychlosti a celkového výkonu, který se nejčastěji projevuje na kvalitě provedení svalové kontrakce. Druhý bod je důležitý, protože právě reverzibilita je klíčový faktor pro odlišení únavy od zranění či onemocnění, kdy může být snížení svalového výkonu přítomno po delší dobu. A poslední bod stanovuje snížení výkonu, které je přítomno během maximálního svalového vypětí v porovnání s únavou, která nastupuje postupně během prodlouženého sportovního výkonu (Williams & Ratel, 2013).

Únava jde ruku v ruce se svalovou prací, s tímto jevem se setkáváme prakticky každý den. Nejvíce ke svalové únavě vede dlouhodobá a intenzivní svalová kontrakce. Únava je ve své podstatě obranný mechanismus organismu, který zabraňuje úplnému vyčerpání a případnému poškození svalové tkáně. Při vzniku únavy dochází ke sníženému dráždění sympatiku, jež má

svou fyziologickou podstatu zejména v krizových situacích (Kittnar et al., 2011; Máček & Radvanský, 2011).

2.3.1 Fyziologické příčiny únavy

Při únavě dochází v organismu ke změnám chemicko – fyzikálního charakteru, které mají negativní dopad na funkční systémy organismu. Tělesná zátěž, pokud překročí určitou dobu, klade velké nároky na homeostatické mechanismy organismu. Hlavním úkolem těchto mechanismů je primárně zachování krevního zásobení životně důležitých orgánů. Proto nás právě únava informuje o tom, že ustálený stav v organismu skončil a dochází k postupnému vyčerpání i těchto kompenzačních mechanismů (Kittnar et al., 2011). Jak už bylo zmíněno v předchozí kapitole únava není následkem jen jednoho probíhajícího procesu. Na vzniku únavy se podílí vyčerpání energetických zdrojů jako ATP, kreatinfosfátu a glykogenu. Dále produkce vodíkových kationtů, které vznikají při rozpadu ATP. Tyto kationty způsobují inhibici glykolýzy, uvolňování Ca^{2+} iontů z vazby na troponin a snížení pH plazmy. Mají dopad také na vznik bolesti při únavě, jelikož stimulují nociceptivní receptory. Při těchto procesech dochází k přesunům a ztrátám iontů (K^+ , Na^{2+} , Mg^{2+} , Ca^{2+} , Cl^- aj.), vody a hromadění tepla, v důsledku přeměny chemické energie na tepelnou (Novotný, 2014; Máček & Radvanský, 2011). Všechny výše uvedené procesy jsou kaskádou intenzivně probíhajícího energetického metabolismu, které způsobují změny v celém organismu (Shei & Mickleborough, 2013).

2.3.2 Centrální únava

Centrální únava je popisována jako progresivní snížení schopnosti centrálního nervového systému maximálně aktivovat sval. Původ tohoto typu únavy je uváděn proximálně od nervosvalové ploténky, v tomto případě spinálně a supraspinálně. Příčinou centrální únavy je uváděna snížená produkce signálů z motorického kortexu ke spinálnímu motoneuronu, což vede k redukci svalové aktivace (Sharples, Gould, Vandenberg & Kalmar, 2016). Autoři Shei a Mickleborough (2013) ve své studii uvádí další mechanismy podílející se na vzniku centrální únavy, a to snížení motivace, neuromuskulárního přenosu nebo náboru motorických jednotek. Další faktory podmiňující vznik únavy jsou změny koncentrace dopaminu a serotoninu v thalamu, které mají za následek zejména psychický diskomfort ve smyslu pocitu nevěle či ztráty chutě v pokračování činnosti (Máček, & Radvanský, 2011).

2.3.3 Periferní únava

Periferní únavu můžeme definovat jako pokles generované síly, který může vést až k neschopnosti pokračovat v prováděné aktivitě (Beretta – Piccoli et al., 2015). Projevuje se zejména na svalech a nervosvalových ploténkách, tedy na distálních částech motorické dráhy. Na vzniku periferní únavy se podílí několik mechanismů – snížení kondukční rychlosti akčního potenciálu, snížení excitability svalových vláken, zhoršení vazebných schopností filament a omezení schopnosti spřažení excitace s kontrakcí (Berchicci, Menotti, Macaluso, & Dirusso, 2013).

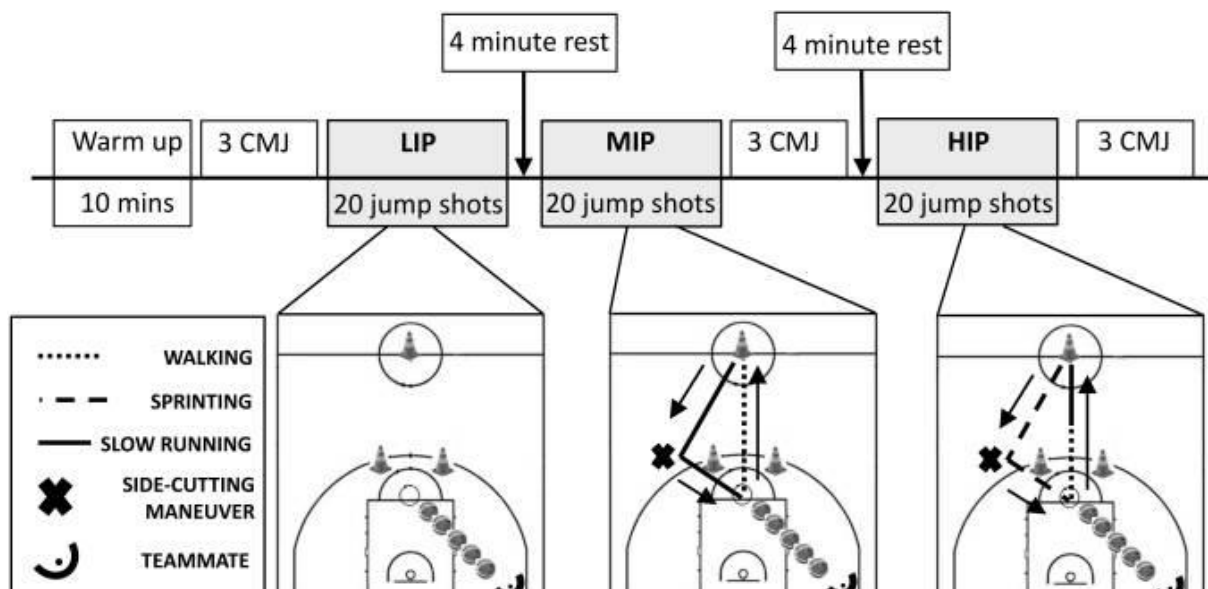
Výzkumy naznačují, že k rozvoji centrální i periferní únavy dochází mnohem pomaleji během cvičení v submaximální zátěži oproti maximálním volným kontrakcím (Taylor & Gandevia, 2008). Oba typy únavy se objevují během maximální přerušované izolované kontrakce svalu a také během cvičení, při kterém se zapojí více kloubové svaly, jako běh nebo cyklistika (Decorte, Lafaix, Miller, Wuyam & Verges, 2012).

2.3.4 Svalová únava ve sportu

Basketbal je sport velké rychlosti i vysoké intenzity, což má za následek obrovské fyzické i psychické nároky na hráče. V basketbalu, jako i jiných sportech, se sezóna skládá z přípravného, tréninkového a zápasového období. Hráči jsou vystaveni velkému tréninkovému i hernímu zatížení a často nedostatečně regenerují, což vede ke kumulaci únavy. Při nástupu únavy dochází ke zvýšení rizika, které může vést až ke vzniku úrazu. Únava působí negativně na kvalitu prováděných výkonů a také na změnu kinematiky jednotlivých segmentů. Následující studie poukazují, jak změny spojené s únavou mohou ovlivnit pohybovou aktivitu.

Při únavě dochází ke snížení výkonnosti a přesnosti vykonávaných činností, a právě tím se zabývali ve svém výzkumu Marcolin, Camazzola, Panizzolo, Grigoletto a Paoli (2018), kteří zkoumali dopad únavy na kinematiku tříbodového hodu u basketbalistů. Vycházeli z předpokladu, že při zvýšené únavě, dochází ke snížení přesnosti a provedení tohoto hodu. Výsledky předchozích výzkumů Padula et al. (2014) naznačily, že při hraní basketbalu kolem hranice 80 % maximálního srdečního tepu, došlo k poklesu přesnosti při tříbodovém hodu až o 16 %. Marcolin et al. (2018) měli ve svém výzkumu 11 dospělých (průměrného věku 26 ± 6 let, hmotnosti 86 ± 11 kg a výšky 192 ± 8 cm) a 10 mladých basketbalistů (průměrného věku 18 ± 1 roku, hmotnosti 75 ± 12 kg a výšky 184 ± 9 cm). Hráči byli podrobeni únavovému

protokolu sestaveným ze tří sérií po dvaceti hodech na koš (jump shot) ve třech různých stupních námahy. Měřila se výška prováděných skoků, srdeční tep a zaznamenávala se úspěšnost hodů. Po 15minutové rozcvičce, která byla tvořena z 10minutového aerobního rozcvičení a 5 minutami střelení na koš se prováděly hody na koš při protokolech nízké, střední a vysoké intenzity námahy. Nízká intenzita byla simulována pouhými hody na koš, kdy participant stál na čáře pro volný hod a po přihrávce od spoluhráče provedl sérii dvaceti jump shots. Střední intenzita byla napodobena dvaceti sériemi kdy se proband pomalým během z poloviny hřiště dostal k čáře pro tříbodové hody, kde provedl side cutting manévr k čáře pro volné hody, kam dostal přihrávku od spoluhráče a provedl jump shot. A vysoká intenzita byla navozena tak, že proband dvacet krát zopakoval předchozí dráhu, avšak maximálním sprintem. Mezi každou sérií byla pauza čtyři minuty.



Obrázek 2 Schématické zobrazení experimentálního protokolu (Marcolin et al., 2018)

Pomocí Bosco plošiny se zaznamenávala výška a čas letu při výskoku (countermovement jump) ihned po rozcvičce a po provedení protokolu střední a vysoké intenzity. Po celou dobu se hráčům snímá srdeční tep pomocí hrudního pásu a na konci každé série hodů se zaznamenávala intenzita zátěže pomocí Borgovy škály. Z výsledků vyplynulo, že při zvyšující se tepové frekvenci došlo ke snížení přesnosti hodů u obou skupin, avšak starší hráči prokázali vyšší přesnost hodů i při vyšší námaze, a to zejména v deseti posledních pokusech ve srovnání s prvními deseti. Výška výskoku se ani u jedné skupiny signifikantně nezměnila před ani po absolvování zátěže.

| | Nízká intenzita | Střední intenzita | Vysoká intenzita |
|-------------------------------|------------------------|--------------------------|-------------------------|
| Srdeční tep (tepy/min) | | | |
| Dospělí | 116±14 | 129±11 | 154±9 |
| Mládež | 134±16 | 145±11 | 165±9 |
| Borgova škála (6-20) | | | |
| Dospělí | 8±1,5 | 10,2±1,3 | 13,5±1,1 |
| Mládež | 9,8±1,3 | 11,2±1,2 | 14,4±1,3 |
| Přesnost hodů | | | |
| Dospělí | 16,6±1,6 | 15,1±2,8 | 15,2±2,2 |
| Mládež | 12,8±2,7 | 11,4±4,2 | 12±2,4 |
| Výška výskoku (cm) | | | |
| Dospělí | 49,1±3,4 | 49,8±3,5 | 50,9±2,8 |
| Mládež | 46,1±2,1 | 47,7±3,8 | 46,9±3,4 |

Tabulka 1 Výsledky studie Marcolin et al. (2018)

Z výše uvedených výsledků tedy vyplývá, že únava, která vznikla po absolvování experimentálních protokolů u obou skupin měla negativní dopad na přesnost hodů. Avšak neměla významný vliv na výšku prováděných výskoků, naopak u dospělých při provádění protokolu vysoké intenzity došlo ke zvýšení výskoku v porovnání se začátkem měření. Autoři zde proto zdůrazňují důležitost správného intenzivního rozcvičení, které má vliv na lepší výkon při dynamických činnostech již od začátku aktivity. Závěrem je dobré připomenout, že implikace herních činností prováděných ve vysoké aktivitě, by měla patřit do basketbalového tréninku. Tím se lépe promítnou i do zápasů, kde přinesou ovoce v podobě proměněných bodů i při rostoucí únavě.

Důležitou poznámku, kterou ve svém výzkumu zmiňují Borotikar, Newcomer, Koppes a McLean (2008) se týká dalšího faktoru, který přispívá ke zvýšení rizika zranění, a to kombinace neuromuskulární únavy se současným vykonáváním herních úkonů, u kterých je nutné rychlé rozhodování. Podíl centrální i periferní únavy během hry či tréninku negativně ovlivňuje rychlost reakcí a snižuje percepční mechanismy, což vede k méně kvalitním či neekonomicky prováděným pohybovým strategiím. Únava může však působit i na kognitivní procesy,

projevuje se jako snížení pozornosti, či nemožnost sledování a adaptace na měnící se herní podmínky (Smith et al., 2016). Tyto situace nastávají takřka v každém míčovém sportu a jsou podmíněny rychlými reakcemi během hry a adaptací na měnící se herní prostředí. Proto je důležité se v rámci tréninku zaměřit na nácvik těchto činností, aby se předcházelo vzniku zranění.

Únava se projevuje v jakémkoliv jiném sportu než basketbalu a má negativní vliv na kinematiku prováděných pohybů. Jejím vlivem na hráčky fotbalu se ve svém výzkumu zabývali Cortes, Greska, Kollock, Ambegaonkar a Onate (2013). Autoři vycházeli z hypotézy, že má únava negativní vliv na biomechaniku dolních končetin a vede ke zvýšenému riziku poranění LCA. Dochází zde ke snížení úhlů flexe v kyčelním a kolenním kloubu a zvýšení valgozity kolene a dopředných střížných sil působících na kolenní kloub. Tím pádem je vlivem únavy ohrožena stabilita kolenního kloubu zejména při rychlých změnách pohybu, dopadech na jednu končetinu a doskocích, které brzdí pohyb. Výzkumu se zúčastnilo osmnáct hráček fotbalu (průměrného věku $19,2 \pm 0,9$ let, hmotnosti $61,5 \pm 5,1$ kg a výšky 166 ± 5 cm), které podstoupily zátěžový protokol simulující herní zatížení. Protokol obsahoval všechny složky herních situací – rychlý a pomalý běh, náhlé změny směru pohybu, výskoky i prudké zastavení na místě. Tyto situace byly měřené pomocí infračerveného systému Vicon, snímající pohyb a pomocí silových plošin. Výsledkem výzkumu bylo snížení kontroly nad kolenním kloubem ve frontální a sagitální rovině při iniciálním kontaktu dolní končetiny s podložkou. Tento fakt potvrdil hypotézu a shoduje se i s předchozími výzkumy, že únava negativně ovlivňuje biomechaniku dolní končetiny. Největší změny jsou pozorovány v oblasti snížené flexe kolenního kloubu a zvýšení abdukce a stupně vnitřní rotace kyčelního kloubu. Právě tyto faktory jsou predispoziční a rizikové pro vznik poranění LCA.

2.4. Vertikální skok

Velké množství sportů jako basketbal, volejbal, fotbal či házená kladou vysoké nároky na aktivitu dolních končetin. Ve většině výše zmíněných sportů se kromě jiných prvků objevuje i vertikální skok, který je klíčový pro dobrý sportovní výkon. Optimální provedení vertikálního skoku závisí na rychlé a harmonické koordinaci segmentů těla, která je podmíněna interakcí svalového, kloubního a nervového systému (Rodacki, Fowler & Bennett, 2002).

Nejčastěji se rozlišují dva typy skoku a to tzv. squat jump a countermovement jump. Squat jump začíná ve výchozí poloze, kdy jsou kolenní klouby flektovány do 90°, proband zde chvíli staticky setrvá a následně se odrazí. Oproti tomu countermovement jump začíná ve stoji, poté se jde do podřepu, kde si míru flexe v kolenních kloubech volí proband sám, aby dosáhl co nejvyššího výskoku, a následně vyskočí (Thomas, Kyriakidou, Dos Santos & Jones, 2017). Při testování squat jump je důležitá statická pauza, která eliminuje vliv elastické energie produkované svaly a šlachami a tlumí tak reflexní mechanismy zvyšující aktivaci svalů (Čoh, Žvan, Veličkovska, Živković & Gontarev, 2016). Využívá se pro testování u sportů, kde se výskok provádí z koncentrické kontrakce. Pro zamezení síly generované pomocí horních končetin jsou při provedení obou skoků horní končetiny opřené v bok.

2.4.1 Fáze výskoku

Při každému výskoku se začíná ze vzpřímené pozice, poté dochází ke snížení těžiště flexí v kolenních a kyčelních kloubech, až do chvíle, kdy jsou stehna paralelně se zemí, čímž se proband dostává do přípravné pozice pro akceleraci. Následuje extenze v kolenních a kyčelních kloubech a odraz, kdy se dosahuje nejvyššího výskoku a poté dopadá na zem (Bartlett, 2014). Tento vzor se dá rozdělit do čtyř jednotlivých fází – přípravné, odrazové, letové a dopadové.

V přípravné fázi se na snížení těžiště podílejí svaly kyčelního a kolenního kloubu, které se zapojují jak excentricky, tak koncentricky. V iniciální fázi snížení se koncentricky aktivují flexory kolenního kloubu m. biceps femoris a hamstringy a velký podíl aktivity má také m. gastrocnemius. Na dalším průběhu snížení těžiště se excentricky podílejí m. vastus lateralis a m. rectus femoris. Na snížení přispívá i koncentrická aktivita m. tibialis anterior, která má za následek dorzální flexi hlezenního kloubu. V neposlední řadě se excentricky aktivuje m. gluteus maximus, který koná negativní práci, čímž kontroluje míru flexe v kyčelním kloubu.

Stabilizátory kyčelního kloubu jsou aktivní v celém průběhu pohybu (Nagano, Komura, Fukushima & Himeno, 2005).

V ascendentní fázi se mohutně zapojují svaly na zadní straně dolní končetiny a dochází tak k extenzi. Jako první se aktivují extenzory kyčelního kloubu – m. gluteus maximus a hamstringy, dále extenzory kolenního kloubu- m. quadriceps femoris a jako poslední plantární flexory- m. gastrocnemius a m. soleus. Toto zapojení se nazývá jako proximo-distální typ aktivace svalů. Největší silový podíl má na akceleraci m. gluteus maximus, dále plantární flexory a až jako poslední extenzory kolenního kloubu. Při dopadové fázi se aktivují stejné svalové skupiny jako při fázi odrazové, ale v opačném pořadí (Robertson, Wilson & Pierre, 2008). Při dopadu dochází k vyvinutí velké síly těla oproti podložce tzv. ground reaction force. Podraza a White (2010) uvádí, že největší velikosti tato síla dosahuje, když jde kolenní kloub při dopadu z nulového postavení do 25° flexe.

2.4.2 Vliv únavy na výskok

V důsledku únavy dochází ke změnám svalové aktivity, snížení motorické kontroly a koordinace, což může mít za následek snížení vertikálního výskoku nebo rovnovážných schopností při jeho provádění (James, Scheuermann & Smith, 2010).

Quammen et al. (2012) prováděli výzkum týkající se vlivu únavy na kinematiku kyčelních a kolenních kloubů. Zkoumaný vzorek se sestával z patnácti hráček fotbalu (průměrného věku $19,2 \pm 0,8$ roku, hmotnosti $61,7 \pm 8,1$ kg a výšky 167 ± 5 cm). U sportovkyň nejdříve zaznamenali pomocí infračervených kamer a silových plošin tři pokusy o nejvyšší maximální výskok, poté je rozdělili na dvě skupiny a každá skupina měla jiný únavový protokol. První prováděla protokol zaměřený na únavu spíše pomalých svalových vláken, kdy po dobu pěti minut běžely rychlostí 9 km/h a každé dvě minuty se zvyšovala rychlost o 1 km/h až do úplného vyčerpání. Druhá skupina měla protokol zaměřený na únavu rychlých svalových vláken. Musely vykonat sérii čtyř testů po čtyřech sériích, obsahující výstupy na 30 cm vysokou bednu po dobu třiceti sekund, dále tzv. L dril, kdy běžely mezi třemi kužely ve tvaru L vzdálenými přibližně 4 metry od sebe, po odběhnutí provedly pět výskoků a jako poslední absolvovaly tři série běhu na atletickém žebříku.

Po porovnání výsledků došli k závěru, že mezi testovanými skupinami nebyl významný rozdíl. Avšak rozdíl byl ve výsledcích před a po absolvování únavového protokolu. Kdy se u

všech objevila při iniciačním kontaktu menší flexe v kyčelním kloubu a při dopadu měly menší flexi, jak v kolenním, tak i v kyčelním kloubu. Autoři všechny tyto mechanismy přítomné po únavě seznali jako rizikové pro zvýšený vznik nekontaktního poranění LCA.

Další podobný výzkum prováděli Gehring, Melnyk a Gollhofer (2009). Kdy na třinácti mužích (průměrného věku $25 \pm 2,4$ roku, hmotnosti $74,8 \pm 6$ kg a výšky $180,5 \pm 6,1$ cm) a třinácti ženách (průměrného věku $22,6 \pm 1,5$ roku, hmotnosti $57,8 \pm 4,2$ kg a výšky $166,9 \pm 5,7$ cm) zkoumali vliv únavy na stabilitu kolenního kloubu při dopadech z výskoku. Probandi prováděli tři seskoky na obě končetiny z 52 cm vysoké bedny. Pro správné ověření kontrolních mechanismů kolenního kloubu během skoku byly zvoleny metody kolekce dat pomocí silové plošiny, 3D kinematické analýzy a EMG. Svalová aktivita z m. rectus femoris, m. vastus lateralis et medialis, m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. gastrocnemius medialis byla snímána pomocí povrchových elektrod umístěných na svalových bříškách ve vzdálenosti 30 mm. EMG signál byl zesílen a nahrán v souladu se silovou plošinou. Na surový EMG signál se aplikovaly filtry 10-500 Hz, provedla se rektifikace a integrace signálu. Za pomoci EMG se hodnotilo prvních 50ms dopadové fáze, tedy iniciační kontakt končetin se zemí a také aktivace svalů těsně před dopadem. Tento časový interval byl zvolen z důvodu prevalence vzniku zranění LCA, ke kterým dochází právě při prvním kontaktu nohy s podložkou. Mezi prvním a druhým měřením dat byl proveden submaximální únavový protokol v podobě cvičení na leg-pressu s 50% zátěží, která byla předem stanovena, až do nemožnosti v pokračování ve cvičení. Před samotným testováním se probandi rozcvičili deseti minutovou jízdou na bicyklovém ergometru. Druhé měření se uskutečnilo ihned po ukončení únavového protokolu (< 1 min). Z výsledků vyplynulo, že únava má negativní vliv na zapojování svalů při pohybu. U probandů došlo ke snížení svalové aktivace před dopadem u m. biceps femoris o 22 %, m. semitendinosus o 21 % a m. gastrocnemius medialis o 10 %, čímž dochází ke snížení svalové kontroly nad kloubem. Oproti tomu extenzory kolenního kloubu nevykazovaly žádné signifikantní změny iniciačního pohybu kolene při únavě. Avšak i tím došlo ke snížení H/Q ratia kolenního kloubu, což je bráno jako jeden z predispozičních faktorů vzniku poranění zejména LCA. A druhým klíčovým faktorem je timing zapojení hamstringů a m. gastrocnemius, které by se měly aktivovat před m. quadriceps femoris a zabránit tak anteriorní translaci tibie vůči femuru.

2.5 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je vyšetřovací metoda, která snímá a analyzuje bioelektrickou svalovou aktivitu. Tato metoda umožňuje objektivní hodnocení stavu kosterního svalstva a neuromuskulární činnosti. Principem EMG je snímání akčního potenciálu motorických jednotek, který vzniká při svalové aktivitě. V rehabilitaci je využívána zejména elektromyografie povrchová, kdy jsou akční potenciály motorických jednotek snímány pomocí povrchových elektrod umístěných na kůži (Krobot & Kolářová, 2011). Záznam získaný při snímání svalové aktivity se nazývá elektromyogram. Jedná se o tzv. interferenční vzorec, který vzniká překrytím akčních potenciálů většího počtu aktivních motorických jednotek (Konrad, 2005).

Výhodou povrchové elektromyografie je její neinvazivnost a možnost snímání více svalů či svalových skupin najednou. Díky této možnosti dostáváme globální informace o pohybové strategii jedince a jsme schopni říci, jak se sval zapojuje izolovaně, v rámci jeho kontrakční aktivity, či celkově ve svalových souhrách během různých pohybových aktivit. Povrchovou elektromyografii v rehabilitaci využíváme hlavně pro sledování timingu svalů, vyšetření síly během svalové kontrakce či hodnocení svalové únavy (Krobot & Kolářová, 2011).

Nejčastěji bývá svalová aktivita snímána bipolárně, tedy pomocí dvou elektrod, které jsou umístěny paralelně s průběhem svalových vláken. Obě elektrody snímají ve stejném okamžiku rozdílné elektrické potenciály vzhledem k referenční (zemní) elektrodě, která je umístěna v elektricky nejméně aktivní oblasti. Výsledný signál je potenciálový rozdíl snímáný oběma elektrodami ve stejném okamžiku a je zesílený pomocí diferenciálního zesilovače (Rodová, Mayer & Janura, 2001; Krobot & Kolářová, 2011).

2.5.1. Fyziologie EMG signálu

Pro aktivaci svalového vlákna je nutné, aby elektrický signál z centrální nervové soustavy dosáhl k alfa motoneuronu. Odtud signál putuje po svalovém vlákně a spouští se řada elektrofyziologických a elektrochemických procesů. Akční potenciál vzniká, pokud je překročena hodnota klidového potenciálu a dojde k depolarizaci na svalové membráně – sarkolemě. Během aktivace svalu dochází k šíření akčního potenciálu po sarkolemě až do oblasti T – tubulů, které pomocí mediátorů spouští proces uvolnění Ca^{2+} iontů z endoplasmatického retikula. Volné kationty vápníku se šíří cytoplazmou a váží se na troponin.

Tím dojde ke konformačním změnám v uspořádání vazeb, na aktinu se vytvoří volné vazebné místo pro myozin a vzniká tzv. aktino – myozinový můstek. Výsledkem je možnost posunutí aktinu a myozinu. Spojení se stabilizuje díky ADP, které je uvolněno z aktino – myozinového můstku. Celý tento proces je energeticky zásobován z předešlé hydrolyzy ATP. K rozpojení vazby aktinu a myozinu, tedy svalové relaxaci, dochází až po opětovném navázání ATP na myozin (Kittnar et al. 2011).

Zdrojem EMG signálu je tzv. potenciál motorické jednotky (MUP), tedy akční potenciály jednotlivých motorických jednotek zapojených během svalové aktivity. Velikost a frekvence EMG signálu je dána prostorovou a časovou sumací motorických jednotek, ale také jejich množstvím a velikostí (Kornad, 2005).

2.5.2 Využití, výhody a limity EMG vyšetření

Snímání svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie je relativně snadné a poskytuje dobrý přístup k fyziologickým procesům přímo souvisejících se vznikem pohybu a generací síly (De Luca, 1997). Velkou výhodou je neinvazivní aplikace této metody a jednoduchý postup při detekci dat. Díky tomu má tato metoda zastoupení ve velkém množství oborů, jako neurologie, fyzioterapie, ergonomie, ortopedie, biomechanice či sportu. Využívá se jako diagnostický, tak i terapeutický prostředek. Například v rámci kineziologické analýzy ke zhodnocení izolovaného pohybu či komplexních kineziologických vzorců, jako jsou chůze či běh (Merletti & Parker, 2004). Dále slouží jako biofeedback k ovlivnění svalové funkce pomocí zpětné vazby, ať už k nácviku svalové relaxace, či při ovládání protéz u pacientů po amputaci (Micera, Carpaneto & Raspopovic, 2010). Ve sportovních odvětvích se používá jako nástroj ke zhodnocení efektivity tréninku, kumulaci únavy nebo následné regenerace (Clarys, Scafoglieri, Tresignie, Reilly & Van Roy, 2010).

Nevýhodou u povrchové elektromyografie je variabilita v provedení měřeného pohybu. Ať už se jedná o izometrickou či dynamickou kontrakci, vždy se mění počet a typ motorických jednotek, které se na pohybu podílejí. Jednoduše řečeno, i přes provádění stále stejného pohybu, nedochází k identickému náboru motorických jednotek a mění se i charakter průběhu MUP. Další problém nastává u snímání dynamického pohybu pomocí povrchového EMG, kdy může docházet ke změně polohy elektrod a tím ke vzniku pohybových artefaktů na záznamu. Dále se s pohybem zvyšuje pocení, které zvyšuje odpor mezi kůží a elektrodami, což má za následek snížení stability kontaktu (Krobot & Kolářová, 2011).

2.5.3 Faktory ovlivňující snímaný signál

Krobot a Kolářová (2011) zmiňují několik faktorů, které se mohou podílet na ovlivnění elektromyografického signálu. Faktory jsou rozděleny na vnitřní a vnější. Vnitřní vycházejí z vlastností svalu a jsou při vlastním měření neovlivnitelné. Patří sem aktivita svalu při kontrakci, tedy počet aktivních svalových vláken, jejich typ a poloměr, také hloubka a umístění těchto vláken. Dále nábor motorických jednotek a frekvence jejich pálení během kontrakce. Mezi další vnitřní faktor patří tzv. crosstalk neboli aktivita okolních svalů. Jelikož žádný pohyb neprobíhá izolovaně pouze jedním svalem, může se na EMG záznamu objevit také aktivita blízko uložených svalů, kterou elektroda nasnímal. Avšak při správném uložení elektrod se může nežádoucí aktivita okolních svalů výrazně snížit.

Vnější faktorům je nutné věnovat zvýšenou pozornost, jsou totiž ovlivnitelné, a aby byl výsledný EMG signál co nejkvalitnější, je za potřebí jejich vliv co nejvíce eliminovat. Jedním z klíčových faktorů pro optimální EMG signál je umístění elektrod. Elektrody by měly být při bipolárním snímání umístěny paralelně s průběhem svalových vláken a nejlépe ve středu svalového bříška. Právě v této oblasti mají vlákna největší poloměr a amplituda akčního potenciálu zde dosahuje nejvyššího vrcholu. Dalším faktorem ovlivňujícím snímaný signál je vzdálenost elektrod. Elektrody by od sebe měly být vzdáleny co nejméně, aby nedocházelo ke crosstalk. Optimální vzdálenost pro bipolární snímání stanovila Společnost pro neinvazivní vyšetření svalů pomocí povrchové elektromyografie (Hermes, Merletti & Freriks, 1999) během několika let studií na 2 cm. Pokud se snímá EMG z malých svalů preferuje De Luca (1997) vzdálenost mezi elektrodami 1 cm. Posledním, ale neméně důležitým faktorem je řádné očištění kůže před aplikací elektrod. Tím se zabrání snížení impedance a kontakt mezi kůží a elektrodami bude kvalitní (Krobot & Kolářová, 2011). Věcnou poznámku uvádí ve své práci Dupalová a Zaatar (2015) a to, že celé vyšetření od přípravy až po samotné měření by mělo být prováděné jednou osobou, aby se předešlo vzniku chyb, které mohou vést k nesprávným závěrům.

2.5.4 Hodnocení EMG signálu

Mezi nejpoužívanější metody k hodnocení míry svalové aktivity v elektromyografii patří analýza změny frekvenčního spektra nebo amplitudy v čase (Halaki & Ginn, 2012). Při samotném měření dostáváme nefiltrovaný a nezpracovaný tzv. raw neboli surový signál (Konrad, 2005). Snímaný signál zde reprezentuje interferenční vzorec akčních potenciálů

motorických jednotek, který je uspořádaný do různě velkých amplitud. Pro vyhodnocení správného signálu je nutná aplikuje filtrů. Frekvenční filtrace se využívá pro vyloučení signálu, který nemá spojitost s danou aktivací svalu např. pohybové artefakty nebo EKG signál. Nastavují se filtry s horní a dolní propustí a zůstane výsledný signál pohybující se v rozmezí mezi 50-150 Hz. Výhodou frekvenční analýzy je možnost práce se surovým signálem. Zde se aspekty frekvenčního spektra získávají pomocí Fourierovy transformace. Ta slouží jako převod signálů z oblasti časové do frekvenční oblast a tím dostáváme celkové výkonné spektrum signálu (total power spectrum). Pro hodnocení u frekvenční analýzy se používá průměrná frekvence (mean frequency), střední hodnota frekvence (median frequency) a total power (Krobot & Kolářová, 2011; Konrad, 2005). Pro získání optimálního signálu a jeho následné zhodnocení se u amplitudové analýzy provádí rektifikace a vyhlazení EMG signálu. Rektifikací se negativní hodnoty amplitud dostanou do absolutních hodnot a pomocí vyhlazení se odstraní vysokofrekvenční odchylky signálu. Nejčastěji využívanou metodu vyhlazení je střední kvadratická hodnota RMS (root mean square), která dle Krobot a Kolářové (2011) lépe odráží vztah chování motorických jednotek a svalových kontrakcí. Pokud se v rámci výzkumu budou naměřené hodnoty různých subjektů nebo různých svalů porovnávat je nutné provést normalizaci signálu. Normalizací signálu rozumíme vztažení naměřených hodnot k určité, předem stanovené, referenční hodnotě (Dupalová & Zaatar, 2015). Tím zůstane zachován charakter průběhu změny amplitudy v čase, a tedy poměrové vyjádření o míře aktivity svalu (Krobot & Kolářová, 2011). U amplitudové analýzy se často sleduje průměrná hodnota amplitudy (mean) a vrchol křivky (peak) (Konrad, 2005).

2.5.5 Hodnocení svalové únavy pomocí EMG

V průběhu déletrvající nebo opakované svalové kontrakce dochází ke vzniku únavy. Únavu můžeme definovat jako snížení výkonu či schopnosti vyvíjet sílu při konkrétní činnosti (Conchola, Thiele, Palmer, Smith & Thompson, 2015). Únava nastupuje, jestliže svalová tkáň není schopna dostatečně energeticky zásobit kontraktilní elementy, ať z důvodu lokální ischémie nebo vyčerpáním metabolického substrátu. Nejčastěji jde o kombinaci, kdy se vyčerpá kreatinfosfát a rezervy ATP s následným nahromaděním katabolitů, které nepříznivě ovlivňují pH a účinnost enzymů (Máček & Radvanský, 2011). Při častém přetěžování organismu a nedostatečné regeneraci může docházet k neuromuskulárním změnám, které mohou vést ke vzniku zranění. Únavu je však možné detekovat pomocí povrchového EMG, kdy dochází ke spektrálním změnám na záznamu. Při nástupu svalové únavy sledujeme zvýšení amplitudy a

posunutí frekvenčního spektra k nižším frekvencím, tedy doleva (Kallenberg, Schulte, Disselhorst-Klug, & Hermens, 2007). Nárůst amplitudy je nejčastěji vysvětlován sumací akčních potenciálů, náborem motorických jednotek, čímž sval zabraňuje poklesu svalové síly (Hamill, Knutzen & Derrick, 2015; Krobot & Kolářová, 2011). Za posun frekvenčního spektra jsou dle De Lucy (1997) zodpovědné dva faktory, rychlost pálení motorických jednotek a změna tvaru MUAP. Díky tomuto kompenzačnímu mechanismu nedochází ke snížení svalové síly během kontrakce (Rodová, Mayer & Janura, 2001). Bonato, Roy, Knaflitz a DeLuca (2001) ve své práci uvádějí rozdílné principy vzniku únavy u statických a dynamických kontrakcí. V prvním případě u izometrické kontrakce dochází k akumulaci biochemických produktů (metabolitů) ve svalu, které ovlivňují hodnoty pH a tím dochází ke snížení rychlosti šíření akčního potenciálu po svalových vláknech. Při dynamických podmínkách dochází k neustálým změnám frekvence v čase. Změny v průběhu signálu jsou v tomto případě následkem rozdílů ve svalové síle, změnami v délce svalu či pohybem těla. Díky povrchovému EMG a vědomostem o jednotlivých spektrálních změnách, můžeme odhalit únavu v čas a předcházet tak nechtěným zraněním.

2.5.6. Elektromechanické zpoždění a únava

Při hodnocení svalové únavy pomocí povrchové EMG se často setkáváme s pojmem EMD neboli elektromechanické zpoždění. EMD je v procesu svalové kontrakce zahrnuto jako doba před nástupem elektrické aktivity svalu (Cavanagh & Komi, 1979). Hodnoty EMD se různí a jsou ovlivněny několika faktory zahrnující šíření akčního potenciálu na svalové membráně, párování elektrochemických vazeb, protažitelnost elastických prvků svalu aj. (Thompson, Conchola & Stock, 2015). Všechny tyto procesy se s únavou prodlužují, čímž se snižuje reaktivita jedince na zatížení a zvyšuje se riziko vzniku zranění. Zhou et al. (1996) uvádí, že únava může způsobit zvýšení EMD až o 70 % oproti hodnotám před zátěží, v převedení na časové údaje se udává prodloužení přibližně o 20 ms. I další autoři jako Misnull, Gleeson, Walters-Edwards, Eston a Rees (2007) se shodují na negativním vlivu únavy, kdy u svalů nedochází k optimálním kontrakcím, a tudíž ani k optimální stabilizaci kloubu. V závislosti na EMD se provádělo několik výzkumů odhalující korelaci EMD se změnami ve svalové síle nebo v jejím vývoji, dále rychlosti vedení svalových vláken či se vznikem svalové tuhosti. (Hannah, Minshull, Buckthorpe & Folland, 2012; Zhou, Lawson, Morrison & Fairweather, 1995).

Většina dostupných studií zkoumá vliv únavy a EMD převážně na extenzorových skupinách kolenního kloubu. Avšak optimální zapojení flexorů kolenního kloubu má kritický vliv na stabilizaci kloubu zejména ve fázi mechanického zatěžování. V souvislosti s poraněním ligamentum cruciatum anterius (LCA) jsou Smékalem a Mayerem (2004) uváděny právě hamstringy jako antagonisté LCA. Pro správnou dynamickou podporu LCA je důležitá jejich preaktivace před extenzorovou skupinou a m. gastrocnemius a také optimálně načasovaná a vyvážená aktivace. Tím se zabrání především nadměrné rotaci a anteriorní translaci femuru vůči tibii. Dalším důležitým faktorem, který se podílí na správné stabilizaci kolenního kloubu je vyvážená neuromuskulární aktivace flexorů a extenzorů kolene, která je popsána v předešlých kapitolách.

Zhou, McKenna, Lawson, Morrison a Faiweather (1996) ve svém výzkumu pozorovali zvýšené EMD u extenzorové skupiny zhruba 7-10 minut po skončení zátěže, avšak EMD flexorů kolene zůstalo zvýšené až po dobu 30 minut po zátěži. Další výzkum zaměřený na EMD prováděli Conchola, Thomson a Smith (2013). Výzkumu se účastnilo dvacet mladších ($25 \pm 2,8$ let, výška $178,1 \pm 6,5$ cm, hmotnost $87,4 \pm 22,3$ kg) a šestnáct starších ($70,8 \pm 3,8$ let, výška $177,5 \pm 6,3$ cm, hmotnost $87,8$ kg) mužů, rekreačních sportovců. Probandi prováděli maximální volní kontrakce (MVC) kolenních flexorů a extenzorů na izokinetickém dynamometru a následně podstoupili zátěžový test v podobě provádění 6sekundové izometrické kontrakce se 4sekundovou pauzou, při zátěži 60 % maximální volní kontrakce až do úplného vyčerpání. Po protokolu opět provedli čtyři MVC, ihned po ukončení zátěže, následně 7, 15 a 30 minut po zátěži. Pro snímání EMD bylo použito povrchové EMG ze svalů m. vastus lateralis a m. biceps femoris pomocí elektrod umístěných 25 mm od sebe. Na surový EMG signál byly použity filtry 20-400 Hz a následně byl vyhlazen.

Výsledkem byly rozdílné hodnoty EMD naměřené již před zátěží, kdy flexory kolenního kloubu vykazovaly kratší EMD oproti extenzorům. Po zátěži se EMD obou svalových skupin zvýšilo, avšak u extenzorů došlo k výraznějšímu prodloužení. V posledním bodu výzkumu, který se týká časové hodnoty potřebné ke snížení EMD shoduje s předchozí studií Zhoua et al. (1996). Tato studie ukázala 22% zvýšení EMD u flexorů ihned po zátěži, a i s odstupem času EMD zůstalo stále zvýšené na 9-11 %. Z toho vyplývá, že flexory kolenního kloubu mají kratší EMD, ale potřebují delší dobu pro navrácení na původní hodnoty. Tento fakt může vést k neschopnosti svalů správně stabilizovat kolenní kloub během mechanického zatížení (Twist, Gleeson & Eston, 2008).

3 Praktická část

3.1 Cíle a hypotézy

3.1.1 Hlavní cíl

Cílem diplomové práce je hodnocení svalové aktivity flexorů kolenního kloubu u basketbalistů pomocí dvou různých ukazatelů – frekvenční analýzy a elektromechanického zpoždění a jejich následné porovnání.

3.1.2 Dílčí cíle

Porovnání výsledků mezi věkovými kategoriemi U13 a U15 na začátku a v průběhu sezóny

Dle stanovených cílů byly definovány následující nulové hypotézy.

3.1.3 Výzkumné otázky

Výzkumná otázka 1: Je rozdíl mezi metodami elektromechanického zpoždění a frekvenční analýzou při hodnocení svalové aktivity u basketbalistů U13 a U15 před a v průběhu sezóny?

3.1.4 Hypotézy

H01: Není rozdíl ve svalové aktivitě před a v průběhu sezóny u basketbalistů U13

H02: Není rozdíl ve svalové aktivitě před a v průběhu sezóny u basketbalistů U15

4 Metodika

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořili hráči basketbalu věkové kategorie U13 ($n=15$, průměrný věk $13,4 \pm 1,4$) a U15 ($n=14$, průměrný věk $15,1 \pm 1,2$) z týmů OSK Olomouc a BK Prostějov. Výzkum probíhal v rámci projektu GAČR 16-13750S s názvem „Kumulativní efekt únavy na neuromuskulární řízení kolene a riziko zranění u mladých sportovců během růstu a zrání“. Výzkum byl schválen etickou komisí FTK UP Olomouc dne 19.3.2015 (Příloha 1).

Před zahájením samotného výzkumu byli všichni probandi obeznámeni s průběhem a obsahem celého projektu. Všichni účastníci poskytli informovaný souhlas s účastí na výzkumu podepsaný zákonnými zástupci (Příloha 2).

Vylučovacím kritériem pro absolvování projektu bylo akutní zranění či bolest, která by znemožnila či určitým způsobem ovlivnila měření svalové aktivity při vertikálním skoku. Hlavním kritériem byl vybraný sport, tedy basketbal a věková hranice probandů mezi 13-15 lety.

4.2. Příprava před měřením

4.2.1 Umístění elektrod

Svalová aktivita byla během vertikálního skoku snímána pomocí polyEMG na dominantní končetině sportovce. Dominance končetiny byla určena pomocí testu výstupu na schod/stupínek, dle toho, která dolní končetina vykročila jako první. Aktivita byla snímána ze svalů m. gastrocnemius medialis (GM), m. biceps femoris (BF) a m. semitendinosus (ST). Oblasti aplikace povrchových elektrod byly řádně očištěny vodou a osušeny. Elektrody se lepily na svalová břívka, paralelně s průběhem svalu ve vzdálenosti 10 mm od sebe, referenční (zemnicí) elektroda se umístila na kostěný výběžek tuberositas tibiae.

4.2.2 Technické parametry vybavení

Pro měření byl použit osmi-kanálový EMG systém Noraxon MyoSystem 1400A a Noraxon TeleMyo 2400 G2 za současné synchronizace se silovou plošinou typu PS-2142 (Pasco, Roseville, USA) o rozměrech 37 x 37 cm. Signál z povrchového EMG byl zpracován

v programu MyoResearch XP Master Version 1.03.07. Ke snímání signálu byly použity jednorázové povrchové elektrody firmy Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem o průměru 24 mm. Odpor polyEMG přístroje byl $> 10 \text{ M}\Omega$. Elektrody byly umístěny ve vzdálenosti 1 cm.

4.3 Měření

Jednotlivá měření svalové aktivity při vertikálním skoku probíhala v budovách FTK UP či sportovních halách UP na polyEMG přístroji, který byl synchronizován se silovou plošinou. Data pro tuto diplomovou práci byla měřena v období listopad 2018–duben 2019. Před samotným měřením se probandi převlékli do sportovního oděvu a dynamicky se rozvečtili. Poté se probandům nalepily povrchové elektrody na snímané svaly a proběhlo slovní seznámení a názorná ukázka s daným testem. Po familiarizaci s úkolem si ho probandi vyzkoušeli nanečisto a zároveň proběhla kontrola nalepení elektrod a EMG signálu. Vlastní měření začínalo ve výchozí pozici, kdy byl proband ve dřepu, kolenní klouby v 90° flexi, nohy v kontaktu s podložkou, ruce v bok a trup napřímený. Po krátkém setrvání v této pozici byl proband vyzván k provedení maximálního výskoku s extendovanými dolními končetinami a rukami stále v bok. Důraz byl kladen na to, aby se proband z podřepu tzv. nezhloupl směrem nahoru, ale aby z výchozí pozice následoval rovnou samotný výskok. Celkem byly měřeny a zaznamenány tři výskoky, první z nich byl brán jako zkušební, druhý byl použit pro analýzu dat a třetí se dělal pro jistotu, kdyby se druhý pokus nezaznamenal či neprovedl optimálním způsobem pro následnou analýzu. Mezi každým pokusem byla pauza přibližně třicet sekund pro odpočinek probanda a zpracování dat.

V rámci celého projektu probandi absolvovali další testování, které se sestávalo z dvaceti submaximálních vertikálních skoků, pěti maximálních vertikálních skoků a testu single leg counter movement jump (CMJ). Avšak výše uvedené testy již nejsou součástí této práce.

4.4 Metodika vyhodnocování výsledků

4.4.1 Analýza polyEMG záznamu

Při analýze byl u každého svalu zaznamenán čas, při kterém bylo dosaženo maximálního peak power a začátek aktivace (10 % peak + klidová hodnota amplitudy) z křivky aktivity svalu. EMD pro každý sval bylo vypočítáno jako doba mezi začátkem odrazu na plošině (10 %

z maximálního peaku při skoku) a začátkem aktivace svalu. Pro výpočet hodnot frekvenční analýzy se použila doba začátku aktivace svalu a dosažení maximálního peaku. Pro normalizaci dat byla vypočítána hodnota jako podíl frekvence při skoku a frekvence v klidu.

4.4.2 Statistické zpracování dat

Pro statistické zpracování dat byl použit software Statitika (verze 13.4.0). Pro porovnání mezi skupinami byl použit Mann – Whitney test a pro porovnání výsledků měření před a po sezóně byl použit Wilcoxonův párový test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $p < 0,05$. Pro zhodnocení normality základního souboru byl použit Shapiro – Wilk test. Vzhledem ke skutečnosti, že sledované veličiny nevykazují normální rozložení dat, byly použity neparametrické metody porovnání rozdílů mezi věkovými skupinami.

5 Výsledky

5.1 Výzkumná otázka 1

Je rozdíl mezi metodami elektromechanického zpoždění a frekvenční analýzou při hodnocení svalové aktivity u basketbalistů U13 a U15 před a v průběhu sezóny?

| Proměnná | U | Z | p-hodn. |
|----------|----------|----------|----------|
| EMD GM1 | 98,0000 | -0,28368 | 0,776653 |
| FR GM1 | 95,0000 | 0,41461 | 0,678425 |
| EMD GM2 | 225,5000 | -0,59152 | 0,554172 |
| FR GM2 | 229,0000 | 0,51189 | 0,608726 |
| EMD BF1 | 104,0000 | 0,02182 | 0,982590 |
| FR BF1 | 90,0000 | -0,63283 | 0,526844 |
| EMD BF2 | 211,0000 | -0,92141 | 0,356839 |
| FR BF2 | 206,0000 | -1,03516 | 0,300595 |
| EMD ST1 | 101,5000 | -0,13093 | 0,895830 |
| FR ST1 | 92,0000 | -0,54535 | 0,585951 |
| EMD ST2 | 235,0000 | -0,37539 | 0,707372 |
| FR ST2 | 220,0000 | 0,71665 | 0,473591 |

Tabulka 2 Mann-Whitney test pro porovnání svalové aktivity mezi věkovými kategoriemi U13 a U15

Legenda: 1= první měření před začátkem sezóny; 2= druhé měření v průběhu sezóny; GM= m. gastrocnemius medialis; EMD= elektromechanické zpoždění; FR= frekvenční analýza (podíl maximální a klidových hodnot); BF= m. biceps femoris; ST= m. semitendinosus; p= hladina statistické významnosti <0,05

V této výzkumné otázce se zaměřuji na porovnání jednotlivých metod, konkrétně frekvenční analýzy a EMD, které hodnotí svalovou aktivitu. Dle hodnot uvedených v tabulce je patrné, že ani jedna ze zkoumaných metod nenabyla statistické významnosti. Při porovnávání jednotlivých hodnot došlo u EMD ke zvýšení a u frekvenční analýzy naopak ke snížení hodnot. Obě tyto změny mohou být způsobeny následkem kumulace neuromuskulární únavy. Můžeme se tedy domnívat, že obě dvě metody hodnotí svalovou aktivitu přibližně stejně. Dokazují to i hodnoty, které se mírně liší, ale mají velice podobnou hladinu statistické významnosti. Avšak pro přesné potvrzení tohoto názoru by bylo potřeba udělat stejný výzkum na mnohem větším výzkumném vzorku.

5.2 Hypotéza H01

H01: Není rozdíl ve svalové aktivitě na začátku a v průběhu sezóny u basketbalistů U13.

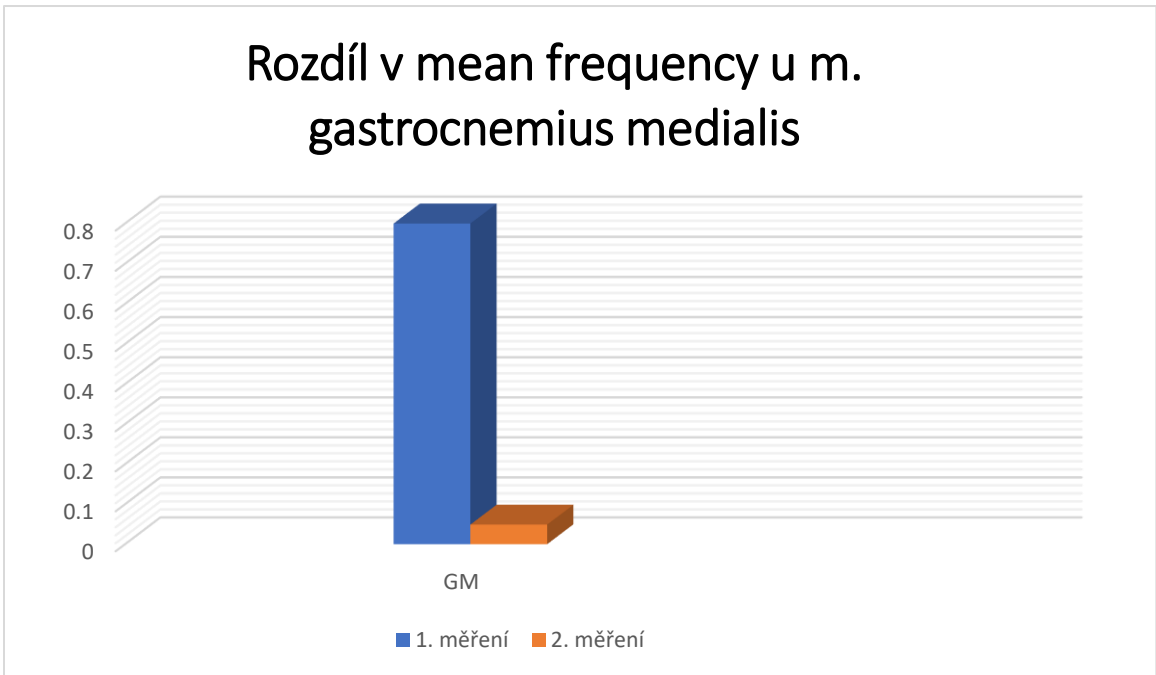
| Proměnná | Počet | T | Z | p-hodn. |
|--------------------|-------|----------|----------|----------|
| EMD GM1 & EMD GM 2 | 15 | 43,00000 | 0,965535 | 0,334278 |
| FR GM1 & FR GM2 | 15 | 19,00000 | 2,328644 | 0,019879 |
| EMD BF1 & EMD BF 2 | 15 | 55,00000 | 0,283981 | 0,776425 |
| FR BF1 & FR BF2 | 15 | 25,00000 | 1,987866 | 0,046827 |
| EMD ST1 & EMD ST 2 | 15 | 54,00000 | 0,340777 | 0,733272 |
| FR ST1 & FR ST2 | 15 | 27,00000 | 1,874274 | 0,060894 |

Tabulka 3 Wilcoxonův párový test pro věkovou kategorii U13

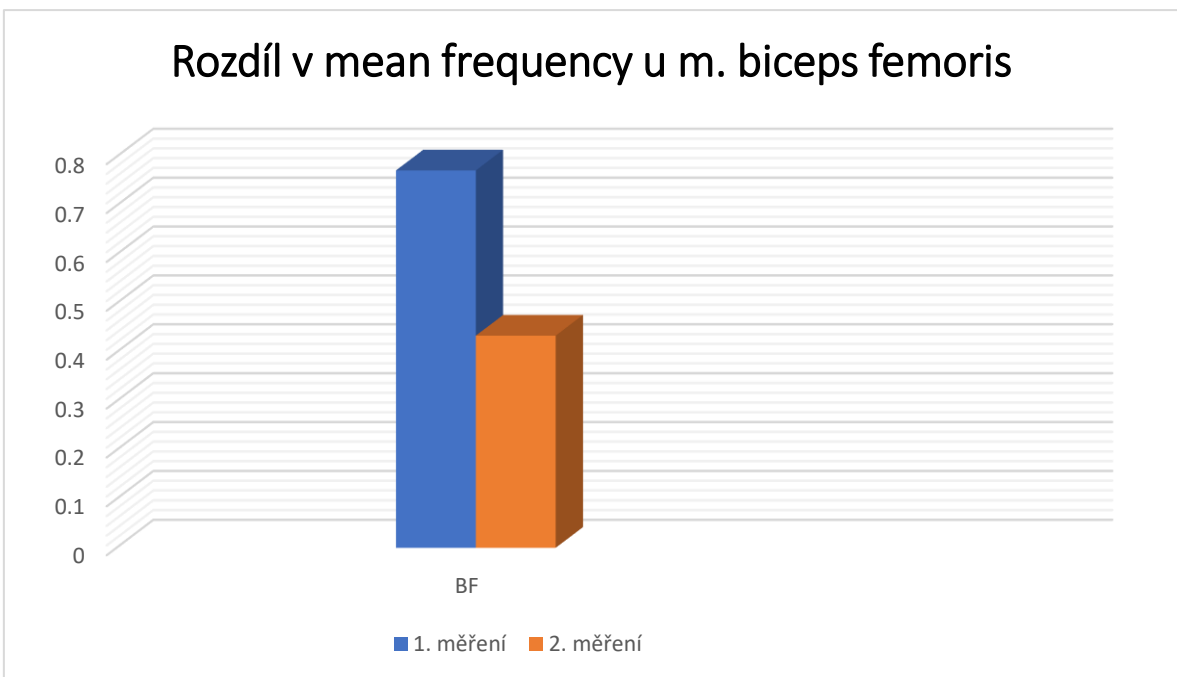
Legenda: 1= první měření před začátkem sezóny; 2= druhé měření v průběhu sezóny; GM= m. gastrocnemius medialis; EMD= elektromechanické zpoždění; FR= frekvenční analýza (podíl maximální a klidových hodnot); BF= m. biceps femoris; ST= m. semitendinosus; p= hladina statistické významnosti <0,05

V této hypotéze se porovnávaly výsledky u 15 hráčů věkové kategorie U13 před začátkem a v průběhu sezóny. Hodnotila se svalová aktivita pomocí metod elektromechanického zpoždění a frekvenční analýzy. Statisticky významný rozdíl byl zaznamenán u metody frekvenční analýzy u svalů m. gastrocnemius medialis a m. biceps femoris. Průměrné hodnoty u m. gastrocnemius medialis před sezónou dosahovaly 0,800 a po sezóně 0,049 u m. biceps femoris 0,772 před sezónou a 0,434 po sezóně. Tuto statistickou významnost u metody frekvenční analýzy můžeme přisuzovat zvýšené únavě, která se nakumulovala v průběhu sezóny, kdy jsou hráči tréninkově a herně vyčerpáni. Tento fakt můžeme u metody frekvenční analýzy potvrdit tím, že došlo ke snížení frekvenčního spektra.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H01 zamítnuta.



Graf 1 Grafické znázornění průměrné frekvence u m. gastrocnemius medialis před a v průběhu sezóny u věkové kategorie U13



Graf 2 Grafické znázornění průměrné frekvence u m. biceps femoris před a v průběhu sezóny u věkové kategorie U13

5.3 Hypotéza H02

H02: Není rozdíl ve svalové aktivitě na začátku a v průběhu sezóny u basketbalistů U15.

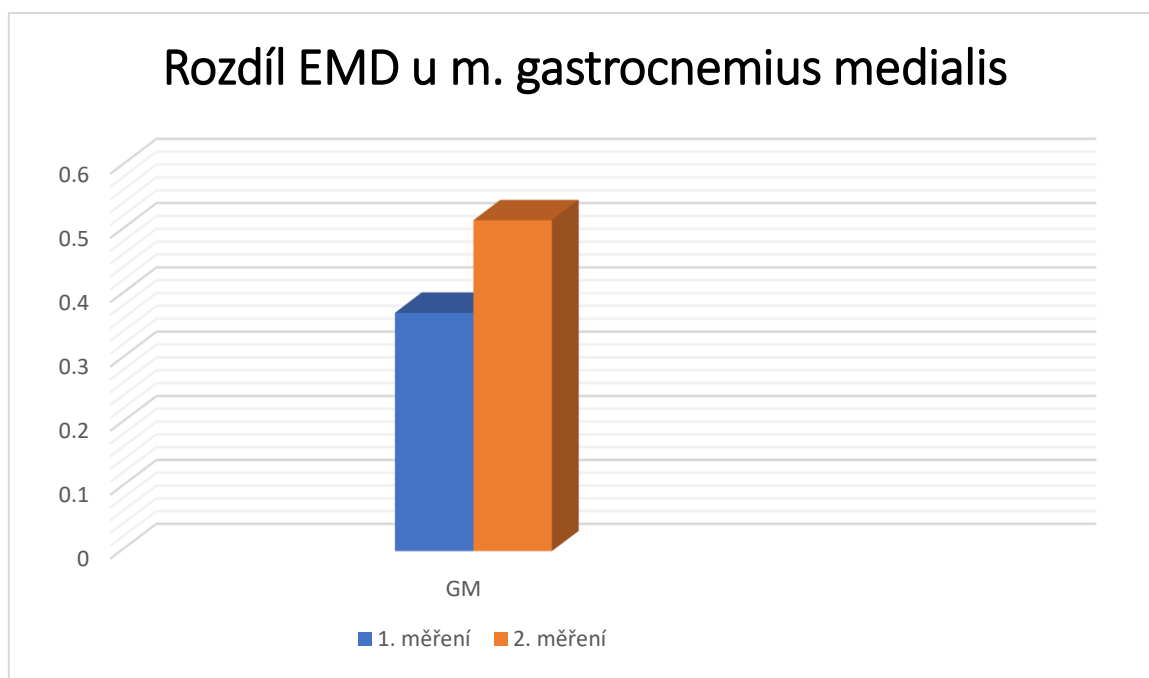
| parametry | počet | T | Z | p-hodn. |
|--------------------|-------|----------|----------|----------|
| EMD GM1 & EMD GM 2 | 14 | 16,00000 | 2,291342 | 0,021944 |
| FR GM1 & FR GM2 | 14 | 27,00000 | 1,600800 | 0,109422 |
| EMD BF1 & EMD BF 2 | 14 | 37,00000 | 0,973035 | 0,330536 |
| FR BF1 & FR BF2 | 14 | 38,00000 | 0,910259 | 0,362687 |
| EMD ST1 & EMD ST 2 | 14 | 36,00000 | 1,035812 | 0,300291 |
| FR ST1 & FR ST2 | 14 | 35,00000 | 1,098588 | 0,271948 |

Tabulka 4 Wilcoxonův párový test pro věkovou kategorii U15

Legenda: 1= první měření před začátkem sezóny; 2= druhé měření v průběhu sezóny; GM= m. gastrocnemius medialis; EMD= elektromechanické zpoždění; FR= frekvenční analýza (podíl maximální a klidových hodnot); BF= m. biceps femoris; ST= m. semitendinosus; p= hladina statistické významnosti <0,05

V této hypotéze se porovnávaly výsledky u 14 hráčů věkové kategorie U15 před začátkem a v průběhu sezóny. Hodnotila se svalová aktivita pomocí metod elektromechanického zpoždění a frekvenční analýzy. Statisticky významný rozdíl byl zaznamenán u metody elektromechanického zpoždění u svalu m. gastrocnemius medialis. Průměrné hodnoty elektromechanického zpoždění u tohoto svalu před sezónou byly 0,372 a po sezóně 0,516. Toto zvýšení hodnot elektromechanického zpoždění může indikovat narůstající únavu hráčů během sezóny. Při kumulaci únavy dochází totiž i ke zvýšení hodnot elektromechanického zpoždění, kdy organismus potřebuje delší čas na zajištění neurofyziologických mechanismů pro uskutečnění kontrakce.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H02 zamítnuta.



Graf 3 Grafické znázornění elektromechanického zpoždění u m. gastrocnemius medialis před a v průběhu sezóny věkové kategorie U15

6 Diskuze

Cílem tohoto výzkumu bylo zhodnotit svalovou aktivitu flexorů kolenního kloubu u hráčů basketbalu věkové kategorie U13 a U15 pomocí metod frekvenční analýzy a elektromechanického zpoždění a následně tyto metody porovnat. Hodnotily se výsledky naměřené před zahájením sezóny a v jejím průběhu. Určité odchylky během měření by u jednotlivých metod mohly indikovat vyšší zatížení, které je během sezóny na hráče kladeno a může vést ke kumulaci únavy a následně i k vyššímu výskytu zranění.

Hodnocení svalové aktivity pomocí povrchového EMG se jeví jako velice snadná metoda pro získávání dat, avšak má svá úskalí, na které je potřeba si dávat velký pozor. Výhodou této metody je její neinvazivnost a také rychlé a poměrně snadné získání výsledků. Většina výzkumů, které se věnují hodnocení svalové aktivity probíhá nejčastěji v izometrických či izokinetických podmínkách, při kterých nedochází k velkým změnám poloh segmentů při jednotlivých pohybech. U snímání dynamického pohybu však může dojít ke změnám uložení elektrod a tím ke vzniku artefaktů na EMG záznamu. Další věc, která může ovlivnit výzkum je nestejně umístění elektrod při následujícím měření. Tomuto bodu se ve výzkumech snaží vyhnout tím, že zakreslí polohu stávajících elektrod či elektrody lepší stále stejná osoba, která si důkladně vypalpuje svalové břicho a zná optimální vzdálenost mezi elektrodami. Těmto výše uvedeným problémům však předcházíme díky normalizaci dat.

Reliabilitu měření během dynamických podmínek, konkrétně vertikálního skoku, hodnotili Maixnerová, Svoboda, Gonosová, Zaatar, Hůlka a Lehnert, (2019). Ti se ve svém výzkumu zabývali právě hodnocením elektromechanického zpoždění svalů kolenního kloubu (m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. rectus femoris) během vertikálního skoku za současné synchronizace se silovou plošinou. Výsledky této studie ukázaly střední až vysoké hodnoty reliability pro hodnocení aktivity svalů kolenního kloubu pomocí metody elektromechanického zpoždění. Do této doby se jedná teprve o druhou studii, která se zabývala reliabilitou hodnocení pomocí elektromechanického zpoždění během dynamických podmínek. Výhodami dynamického měření oproti například izokinetickému je kratší doba testování, také nižší náročnost na testovací vybavení, což snižuje i celkové náklady výzkumu (Maixnerová, Svoboda, Gonosová, Zaatar, Hůlka & Lehnert, 2019).

Při porovnávání výsledků u hodnocení svalové aktivity u flexorů kolenního kloubu pomocí metod frekvenční analýzy a elektromechanického zpoždění nedošlo u ani jedné z metod

k nabytí statické významnosti $<0,05$. Obě metody hodnotí svalovou aktivitu, avšak každá trochu jiným způsobem. Bohužel v současné době není dostupná žádná studie, která by porovnávala tyto dvě metody v rámci hodnocení svalové únavy. Můžeme proto pouze konstatovat, že v případě tohoto výzkumu vyhodnotily obě metody svalovou aktivitu přibližně stejně. To potvrzují i výsledné hodnoty v tabulce 2, které jsou sice rozdílné, ale mají velice podobnou hodnotu statistické významnosti. Avšak pro potvrzení této domněnky je zapotřebí mnohem většího výzkumného souboru.

Kvůli nedostatku literatury nemůžeme výsledné hodnoty porovnat s pracemi jiných autorů. Proto zde nastíním jednotlivé metody odděleně, jejich výhody a nevýhody při použití během výzkumů zabývajících se snímáním svalové aktivity v souvislosti s kumulací únavy.

Frekvenční analýza se řadí mezi nepoužívanější metody pro hodnocení svalové aktivity za pomoci povrchové elektromyografie. Míra svalové aktivity se posuzuje pomocí změn frekvenčního spektra a amplitudy v čase (Halaki & Ginn, 2012). Při detekci únavy neuromuskulárního aparátu dochází ke zvýšení amplitudy a posunutí spektra k nižším frekvencím (Kallenberg, Schulte, Disselhorst-Klug, & Hermens, 2007). Při analýze se u svalů zaznamenával čas, při kterém došlo k počátku svalové aktivace (10 % peak + klidová hodnota amplitudy) a čas, kdy bylo dosaženo maximální hodnoty peak power. U frekvenční analýzy během sezóny došlo ke snížení hodnot, což jen potvrzuje hypotézu, že během kumulace únavy dochází k posunutí spektrálních hodnot k nižším frekvencím. Tento fakt, ve svém výzkumu potvrzují i Madeleine, Farina, Merletti & Arendt – Nielsen (2002), kteří sníženou frekvenci přisuzují snížené rychlosti vedeného vzruchu, nesynchronnímu náboru motorických jednotek až jejich vyčerpání. Výhodou frekvenční analýzy je z hlediska metodiky prováděného výzkumu fakt, že můžeme použít pouze povrchové EMG bez další synchronizace se silovou plošinou. Tím se vyhneme vzniku potencionálních chyb při interpretaci výsledků. Naopak nevýhodami frekvenční analýzy je možnost přítomnosti zvuků či jiných rušivých šumů, které se mohou na záznamu objevit. Tyto artefakty jsou ale na elektromyografickém záznamu snadno rozeznatelné a dá se tak předejít chybám během snímání.

Elektromechanické zpoždění (EMD) je druhá metoda, která byla ve výzkumu použita pro hodnocení svalové aktivity. V předchozích studiích bylo EMD měřeno v souvislosti se vznikem únavy zejména na extenzorových skupinách kolenního kloubu. Únava může způsobit zvýšení EMD až o 70 % oproti hodnotám před začátkem aktivity, v převedení na časové údaje se udává

prodloužení přibližně o 20 ms. (Zhou et al., 1996). V tomto výzkumu bylo EMD snímáno z flexorů kolenního kloubu, jejichž optimální zapojení má kritický význam pro stabilizaci kolenního kloubu během jeho zatěžování. Smékal a Mayer (2004) uvádí právě tyto svaly jako synergisty pro ligamentum cruciatum anterius. Ve svém výzkumu Conchola, Thomson a Smith (2013) zjistili, že EMD u flexorů kolene bývá v klidu kratší než u extenzorové skupiny a po zátěži se EMD u obou svalových skupiny úměrně zvýšilo. Avšak s odstupem času se EMD extenzorové skupiny vrátilo do původních hodnot mnohem rychleji než u skupiny flexorové. To znamená, že flexory kolenního kloubu potřebují mnohem delší dobu na zotavení oproti jejich protihráčům. De Ste Croix (2012) ve svém výzkumu uvádí právě EMD u svalů kolenního kloubu, jako důležité měřítko v souvislosti se stabilizací kolenního kloubu, zejména ve vztahu k zatížení, které vzniká na ligamentum cruciatum anterius. Při nastupující únavě se zvyšují hodnoty EMD, jelikož organismus potřebuje více času pro zajištění neurofyzilogických procesů nutných pro zajištění svalové kontrakce. Delší reakční časy flexorů kolene mohou negativně ovlivnit schopnost rychlé stabilizace kolenního kloubu, což může vést ke vzniku zranění (Blackburn et al., 2009). EMD pro každý sval bylo v tomto výzkumu vypočítáno pomocí EMG a silové plošiny jako doba mezi začátkem aktivace svalu a začátkem odrazu na plošině (10% hodnoty z maximálního peaku při skoku). Hodnoty EMD se během sezóny zvýšily, avšak v celkovém porovnání nenabýly větší statistické významnosti. Co se týče porovnání metody elektromechanického zpoždění s frekvenční analýzou musím zde zmínit těžší získávání výsledků, jelikož je zapotřebí synchronizace se silovou plošinou, a tudíž dalšího odborníka, který ovládá toto zařízení. Další komplikace mohou nastat při samotné synchronizaci s plošinou, kde může dojít ke vzniku chyb, které by ovlivnily celý výzkum. V neposlední řadě je nutné uvést také faktor motivace, který se může ve výsledných hodnotách EMD sehrát velkou roli. Přeci jen výkon jedince při vertikálním skoku snímáný pomocí silové plošiny může být ovlivněn snahou jedince, proto se mohou objevit rozdílné výsledky, které nemusí korelovat s nastupující únavou v průběhu sezóny. Tento fakt dle mého názoru u frekvenční analýzy nenastane, jelikož dostáváme objektivní hodnocení o svalové aktivitě, které je motivací jedince neovlivnitelné.

Při porovnání svalové aktivity v rámci jednotlivých věkových skupin U13 a U15 došlo k nabytí statistické významnosti u kategorie U13 v rámci frekvenční analýzy pro svaly m. gastrocnemius a m. biceps femoris. Oba tyto svaly jsou dvoukloubové, procházející přes kolenní kloub, a tudíž jsou na ně při dynamických podmínkách jako jsou sprinty a výskoky nakládány velké energetické nároky. Pokud jsou únavou kompromitovány dva ze tří svalů, které

se velkou mírou podílejí na stabilizaci kolenního kloubu, můžeme usuzovat, že tento stav povede ke změně kinematice prováděných pohybů, které se stávají méně ekonomickými. Pokud jsou tyto pohyby prováděny po delší časový úsek bez adekvátní kompenzace, může docházet k přetěžování jednotlivých pohybových segmentů a následnému vzniku zranění. Tuto domněnku ve svém výzkumu potvrdili Pinniger, Stelle a Groeller (2000), kteří zkoumali vliv narůstající únavy na změnu kinematiky kloubů a biomechaniky krokového cyklu při sprintu. Ve výsledcích zmiňují sníženou flexi kyčelního kloubu a současné snížení doby extenze v kloubu kolenním během švihové fáze kroku. Zároveň s narůstající únavou došlo k zaznamenání vyšší myoelektrické aktivity, čímž se organismus snaží únavu vykompenzovat. Tento nárůst aktivity přisuzovali ochranné strategii před poškozením měkkých tkání kolenního kloubu, avšak tento děj je z hlediska dlouhodobé kompenzace velice vyčerpávající a neúnosný. Statistickou významnost u dvou svalů ve věkové kategorii U13 můžeme chápat také jako následek ještě plně nedozrálého rovnovážného ústrojí, které se dle Steidla, Kunze, Schroth-Fishera a Scholtze ustálí až ve věku 15 let. Do té doby může být provádění pohybů nekoordinované a tudíž náročnější. Tuto domněnku potvrzují ve své práci Oliver, Armstrong a Williams (2008), kteří tvrdí, že právě zralost tohoto systému zabezpečí intermuskulární koordinaci, což se odrazí i na výkonnosti při výskoku.

U věkové kategorie U15 došlo k nabytí statistické významnosti naopak u metody elektromechanického zpoždění, a to pouze u svalu *m.gastrocnemius medialis*. Můžeme tedy soudit, že *m. gastrocnemius* je sval, který nejvíce podléhá únavě. Během basketbalu dochází k častému střídání pohybů, také přechodů ze sprintu k úplnému zastavení a následnému výskoku. Při všech těchto činnostech dolních končetin participuje i *m. gastrocnemius medialis*, který se podílí na plantární flexi nohy a flexi kolenního kloubu. Tyto dva pohyby se při dynamických činnostech v rámci basketbalu objevují velice často. Dále je *m. gastrocnemius medialis* spolu s hamstringy při větší flexi kolenního kloubu považován za agonistu LCA. Hewett, Shultz a Griggin (2007) ve svém výzkumu poukázali na důležitost tohoto svalu v rámci provádění sidestep cutting manévru, který je v basketbalu často využívaný. Při tomto manévru dochází v zevní rotaci bérce a valgizaci kolenního kloubu, a právě zde se aktivují svaly na mediální straně kolene, mezi které patří i *m. gastrocnemius medialis*. Účast *m. gastrocnemius medialis* při výskoku dokazují ve své studii i Čoh, Živkovič a Žvach (2016). Ti interpretovali mezi výsledky své studie fakt, že tento sval se velkou mírou podílí na explozivní síle při vertikálním skoku. Společně s *m. gluteus maximus* dosahoval *m. gastrocnemius* nejvyššího peaku při aktivaci během skoku. Můžeme se tedy domnívat, že při únavě tohoto svalu nedochází jen ke zhoršení

výkonnosti jedince, ale také ke změnám biomechaniky prováděných pohybů, což při dlouhodobé zátěži může vést k poranění nejen kolenního kloubu, ale i ostatních segmentů dolní končetiny.

Vlivem únavy na neuromuskulární aktivitu v oblasti kolenního kloubu se zabývá velké množství výzkumných prací. Nejčastěji diskutované téma je kumulace únavy v souvislosti se vznikem poranění LCA. Boden, Dean, Feagin a Garrett (2000) ve svém výzkumu uvedli, že až u dvou třetin poranění LCA vzniká nekontaktním mechanismem. Vysoká incidence těchto zranění se vyskytuje při dopadech z výskoku. Nejhorší možná kombinace pohybů pro vznik poranění LCA je dle Sinsurin, Vachalathiti, Jalayondeja a Limroongreungrat (2013) dopad ve směru diagonálním a laterálním. Při tomto směru pohybu působí na kolenní kloub valgózní síly, které znemožní dostatečnou flexi v koleni a k tomu ještě dochází k anteriorní translaci tibie vůči femuru. Často uváděným faktorem podílejícím se na vzniku zranění LCA je snížená propriocepce kolenního kloubu, která bývá při únavě kompromitována. Tento fakt ve svém výzkumu popsali Miura, Ishibashi, Tsuda, Okamura, Otsuka, a Toh (2004), kteří hodnotili somatognozii kolenního kloubu společně se svalovou silou flexorů a extenzorů kolene při únavě. Došli k závěru, že při lokální únavě, způsobenou posilováním svalů kolene, výrazně poklesla svalová síla, ale somatognozie nebyla tolik zhoršena. Avšak u únavy generalizované, způsobené celkovou fyzickou aktivitou, nedošlo k poklesu svalové síly, ale somatognozie se výrazně zhoršila. Snížení propriocepce při únavě popisují Zhang a Rymer (2001) jako následek únavy intrafuzálních vláken, u kterých dochází při únavě ke snížení excitability Ia aferentních vláken. Je tedy zjevné, že při kumulaci únavy dochází nejen ke snížení svalové síly, ale i propriocepce, což se promítne do neuromuskulární kontroly kolenního kloubu. Svaly kolenního kloubu se zapojují neadekvátně, nekoordinovaně a snižují se i jejich reakční časy. Proto je velice nutné do tréninku v rámci prevence zapojit komplexní cviky, které podporují jak nárůst svalové síly, koordinace, ale i propriocepce. A neméně důležité je sledování kumulace únavy a její následná kompenzace, aby se předešlo všem výše popsaným problémům.

Zajímavý je také fakt, že u každé věkové kategorie došlo k nabytí statistické významnosti u jednoho či dvou měřených svalů, ale vždy u jiné metody. U věkové kategorie U13 u frekvenční analýzy a u U15 u elektromechanického zpoždění. Z důvodu nedostatku literatury nemůžeme přesně posoudit, proč se tomu tak stalo, můžeme se jen domnívat.

Co se frekvenční analýzy týká, mohou zde nastat určité odchylky ve snímání či interpretaci výsledků v důsledku dynamických podmínek snímání. Většina výzkumů, které prokazují výskyt únavy při posunu frekvenčního spektra k nižším hodnotám byla prováděna v izometrických či izokinetických podmínkách. Snímaný signál se může během non-izometrických kontrakcí měnit v závislosti na několika faktorech vztahujících se ke svalové síle, délce svalu či přemístění elektrod nad snímanými svalovými vlákny (Molinari, Knaflitz, Bonato & Actis, 2006). Všechny tyto výše uvedené faktory mohou být důvodem k variabilitě snímaných parametrů. Avšak některé práce zabývající se vznikem únavy při dynamických podmínkách González-Izal et al. (2010); Thongpanja, Phinyomark, Phukpattarant a Limsakul (2012) či Rogers a MacIsaac (2013) potvrzují závislost mezi poklesem frekvencí k nižším hodnotám při narůstající únavě, stejně jako k tomu došlo i v našem výzkumu.

Velmi důležitým faktorem, který se musí brát v potaz je také motivace jedince pro provedení výkon. Psychický stav, ať už je jedinec laděn pozitivně či negativně, může ovlivnit výkonnost jedince. Výzkumem závislosti motivace na provedení vertikálního skoku se zabývali Edwards, Tod a McGuigan (2008). Z jejich výzkumu vyplynulo, že motivace hraje velkou roli v prováděném výkonu, kdy u probandů došlo po tzv. self-talk (slovní povzbuzení) ke zlepšení parametrů výskoku, zejména v oblasti rychlosti prováděných pohybů. Proto také mohly vyjít rozdílné výsledky jednotlivých měření před a během sezóny jinak a mohly ovlivnit výsledky výzkumu.

U elektromechanického zpoždění jsou důvody pro ovlivnění výsledků velice podobné jako u frekvenční analýzy. EMD se nejčastěji využívá v rámci hodnocení svalové aktivity spíše u izometrických kontrakcí. U měření v dynamických podmínkách je stále nedostatek literatury prokazující reliabilitu této metody, pouhé dva výzkumy se doposud zabývaly touto metodou při non-izometrických podmínkách. Navíc, jak již bylo zmíněno výše, se u elektromechanického zpoždění mohou objevit rozdílné výsledky z důvodu synchronizace se silovou plošinou a také v závislosti na motivaci jedince.

Doufám, že se výzkumy zabývající se těmito dvěma metodami budou neustále rozrůstat a nabydou tak určitého stupně reliability, aby se mohly dále využívat při hodnocení svalové aktivity i při dynamických podmínkách. Mohou pomoci nejednomu jedinci, ať už v souvislosti s neuromuskulárním onemocněním či v rámci prevence zranění pohybového aparátu vznikající kumulací únavy.

7 Závěr

V tomto výzkumu jsem se zaměřila na hodnocení svalové aktivity flexorů kolenního kloubu pomocí povrchové elektromyografie za současné synchronizace se silovou plošinou během vertikálního skoku u hráčů basketbalu věkové kategorie U13 a U15. Cílem práce bylo následné porovnání výsledků metod frekvenční analýzy a elektromechanického zpoždění. Při analýze byl u každého svalu zaznamenán čas začátku aktivace svalu (10 % peak + klidová hodnota amplitudy) a čas, při kterém bylo dosaženo maximálního peak power. EMD pro každý sval bylo vypočítáno jako doba od začátku odrazu na plošinu (10 % z maximálního peaku při skoku) do začátku aktivace svalu. Pro výpočet hodnot frekvenční analýzy se použila doba začátku aktivace svalu a dosažení maximálního peaku. Pro normalizaci dat byla vypočítána hodnota jako podíl frekvence při skoku a frekvence v klidu. Měření probíhala na začátku a v průběhu sezóny v období listopad 2018–duben 2019. Výzkumný soubor tvořilo 29 probandů, 14 z věkové kategorie U15 a 15 z kategorie U 13. Pro interpretaci výsledků byla stanovena jedna výzkumná otázka a dvě nulové hypotézy, které byly zamítnuty. Při porovnání jednotlivých metod mezi sebou nebyly shledány statisticky významné rozdíly, z čehož můžeme soudit, že jsou obě metody pro hodnocení svalové aktivity přibližně stejně vhodné. U porovnávání výsledků mezi frekvenční analýzou a EMD u kategorie U13 nabyly statisticky významné hodnoty frekvenční analýzy pro svaly m. gastrocnemius medialis a m. biceps femoris. U věkové kategorie U15 nabyly statistické významnosti naopak hodnoty u EMD, a to pouze pro m. gastrocnemius. Z toho můžeme soudit, že m. gastrocnemius je mnohem více náchylný k únavě než m. biceps femoris a m. semitendinosus. Můžeme to vysvětlit tím, že tento sval provádí jak flexi kolenního kloubu, tak plantární flexi kloubu hlezenního. Tyto dva pohyby se objevují při basketbalu velice často, ať už při běhu, jednotlivých přesunech, tak i při samotném výskoku.

Výsledky mohou naznačovat nedostatečnou regeneraci zvláště u věkové kategorie U13 u které nabyly statistické významnosti dva svaly ze tří měřených, což může vést k neoptimální neuromuskulární kontrole kolenního kloubu. Dále bych zvýšenou pozornost věnovala m. gastrocnemius medialis, který nabyly statistické významnosti u obou věkových kategorií.

8 Souhrn

Tato diplomová práce je součástí projektu „Kumulativní efekt únavy na neuromuskulární řízení kolene a riziko zranění u mladých sportovců během růstu a zrání“. Cílem bylo zhodnocení svalové aktivity flexorů kolenního kloubu pomocí povrchové elektromyografie se současnou synchronizací se silovou plošinou. Svalová aktivita byla hodnocena pomocí metod frekvenční analýzy a elektromechanického zpoždění, které se následně porovnávaly mezi sebou. Výzkumný soubor tvořilo 29 basketbalistů věkové kategorie U13 a U15 z Olomouce a Prostějova. Měření probíhala před zahájením a v průběhu sezóny.

V teoretické části práce jsou shrnuty anatomické poznatky o flexorech kolenního kloubu a jejich podílu na stabilitě kolene. Další kapitola se zabývá charakteristikami basketbalu, nejčastěji se vyskytujícími prvky, které se v basketbale objevují a také zátěží, kterou pro sportovce přináší spolu s negativními následky v podobě zranění pohybového aparátu. V následující kapitole je dopodrobna popsána únava, její fyziologické principy, příčiny vzniku a také její rozdělení. Zároveň je zde probrána problematika únavy ve sportu. Vzhledem k provázanosti diplomové práce s basketbalem zde byl popsán také vertikální skok, jeho kinematika a také biomechanika jednotlivých kloubů a svalů dolní končetiny. V poslední části jsou uvedeny poznatky povrchové elektromyografie, nejprve obecně, později i ve vztahu k únavě spolu s frekvenční analýzou a elektromechanickým zpožděním.

Ve výzkumné části diplomové práce byly nastíněna metodika práce, charakteristika výzkumného souboru a popis postupů, které byly použity při měření svalové aktivity. Pomocí povrchového EMG byla snímána aktivita z m. gastrocnemius, m. biceps femoris a m. semitendinosus za současné synchronizace se silovou plošinou při vertikálním skoku. Měření probíhala před započítím a v průběhu sezóny v období listopad 2018–duben 2019. Při porovnání výsledků jednotlivých metod bylo patrné, že došlo ke kumulaci únavy, avšak u ani jedné metody nedošlo k nabytí statistické významnosti. Jiná situace nastala při porovnání měření u jednotlivých věkových kategorií, kdy u obou došlo k významnému navýšení u m. gastrocnemius medialis a u věkové kategorie U13 navíc u m. biceps femoris.

9 Summary

This diploma thesis is a part of a project „Cumulative effect of fatigue on the neuromuscular control of knee and the risk of injury of young athletes during growth and maturation”. The aim of this thesis was the evaluation of muscle activity of knee flexors by using surface electromyography with simultaneous synchronization with the force platform. The muscle activity was evaluated using two different methods – the frequency analysis and electromechanical delay. These two methods were consequently compared to each other. The study group consisted of 29 basketball players aged 13 and 15 years from Olomouc and Prostějov. The measurements were taken before and during the basketball season.

In the theoretical part of the diploma thesis is a summary of anatomical knowledge about the knee flexors and their involvement in the knee’s stability. Another chapter deals with the characteristics of basketball, the most frequently appeared elements during practice and games and the negative consequences of physical strain on the player’s musculoskeletal system. The third chapter deals with fatigue, its physiological principles, causes and its types. This chapter also includes an appearance of fatigue in sports. Since the diploma thesis is interconnected with basketball, this chapter also mentions the vertical jump, its kinematics and biomechanics of individual joints and muscles of lower extremity during jump. The last chapter of theoretical part firstly includes general knowledge about findings from the surface electromyography and then deals with its relationship to fatigue, frequency analysis and electromechanical delay.

The research part of the diploma thesis describes the methodology of the study, the characteristics of the study group and a description of the methods used for assessing muscle activity. Surface electromyography was used to detect the muscle activity of gastrocnemius medialis, biceps femoris and semitendinosus muscles with simultaneous synchronization with force platform during squat jump. The measurement was conducted at the beginning and during the season, from November 2018 to April 2019. Once the results of the individual methods were compared, it was obvious that the fatigue had accumulated, but the result did not achieve the statistical significance. Other situation occurred when the measurements between the age groups were compared. In both groups there was a significant increase in gastrocnemius medialis muscle. Moreover, there was an increase in the biceps femoris muscle in the age group 13.

10 Referenční seznam

Bartlett, R. (2014) Introduction to sports biomechanics: analysing human movement patterns. Milton Park, Abingdon, Oxon: Routledge.

Ben Abdelkrim, N., 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 performance analysis in sport and med.* 41, 69-75.

Beretta-Piccoli, M., D'Antona, G., Barbeto, M., Fisher, B., Dieli-Conwright, Ch., M., Clijsen, R., & Cescon, C. (2015) Evaluation of central and peripheral fatigue in the quadriceps using fractal dimension and conduction velocity in young females. *PLoS one.*10 (4). e0123921.

Berchicci, M., Menotti, F., Macaluso, A. & Dirusso, F. (2013). The neurophysiology of central and peripheral fatigue during sub-maximal lower limb isometric contractions. *Frontiers in Human Neuroscience*, 7, 1–10.

Birds, S., P. & Markwick, W., J. (2016) Musculoskeletal screening and functional testing: considerations for basketball athletes. *Inter. jour. of sports physical therapy.* 11 (5). 784-802.

Blackburn, T., J., Bell, D., R., Norcross, M., F., Hudson, J. & Engstrom, L., A. (2009). Comparison of hamstring neuromechanical properties between healthy males and females and the influence of musculotendinous stiffness. *J of Electromyography and Kinesiology.* 19, 362-369.

Boden, B., P., Dean, G., S., Feagin, J., A. & Garrett, W., E. (2000) Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 23 (6), 573-578.

Bonato, P., Roy, S., H., Knaflitz, M. & DeLuca, C. (2001) Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cycling dynamic contraction. *IEEE trans. biomed. eng.* 48 (7), 745-753.

Borotikar, B.S., Newcomer, R., Koppes, R. & McLean, S.G. (2008). Combined effects of fatigue and decision making on female lower limb landing postures: Central and peripheral contributions to ACL injury risk. *Clinical Biomechanics*, 23 (1), 81–92

Castellano, J., Blanco – Villasenor, A. & Alvaez, D. (2011) Contextual variables and time – motion analysis in soccer. *Intern. Jour. of Sports Med.* 32, 415-421.

Cavanagh, P., R. & Komi, P., V. (1979) Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Euro. J. of App. Physiol. and Occup. Physiol.* 42 (3). 159-163.

Clarys, J., P., Scafoglieri, A., Tresignie, J., Reilly, T. & Van Roy, P. (2010) Critical Appraisal and Hazards of Surface Electromyography Data Acquisition in Sport and Exercise. *Asian J. Sports Med.* 1 (2), 69-80.

Conchola, E., C., Thiele, R., M., Palmer, T., B., Smith, D., B. & Thompson, B., J. (2015) Effects of neuromuscular fatigue on electromechanical delay of the leg extensors and flexors in young men and women. *Muscle nerve.* 52 (5), 844-851.

Conchola, E., C., Thompson, B., J. & Smith, D., B. (2013) Effects of neuromuscular fatigue on the electromechanical delay of the leg extensors and flexors in young and old men. *Europ. J. of Appl. Physiol.* 113 (9), 2391-2399.

Coombs, R. & Garbutt, G. (2002). Developments in the use of hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Jou. Sports Sci. Med.* 1 (3), 56-62.

Cortes, N., Greska, E., Kollock, R., Ambegaonkar, J. & Onate, J., A. (2013) Changes in low extremity biomechanics due to a short-term fatigue protocol. *Jour. athl. train.*, 48 (3), 306-313.

Čoh, M., Žvan, M., Veličkovska, L., A., Živković, V. & Gontarev, S. (2016) Biomechanical factors of running speed development. *Res. phys. educa., sports & health.* 5 (1), 17-22.

De Luca, C. J. (1997) The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Appl. Biomech.* 13, 135-163. Retrieved 28.9.2018 from the World Wide Web: <http://delsys.com/decomp/078.pdf>

De Ste Croix, M. B. (2012). The influence of soccer match play on neuromuscular readiness to re-perform: Injury risk in elite female youth players. [a research report]. Gloucestershire, England: University of Gloucestershire at Cheltenham and Gloucester.

Decorte, N., Lafaix, P. A., Millet, G. Y., Wuyam, B. & Verges, S. (2012). Central and peripheral fatigue kinetics during exhaustive constant-load cycling. *Scan. J. of Med. & Science in Sports*, 22, 381-391.

- Delextrat, A., Gregory, J. & Cohen, D., D. (2010) The use of functional H:Q ratio to assess fatigue in soccer. *International Journal of Sports Medicine*. 31 (3), 192-197.
- Di Fiori, J., P., Güllich, A., Brenner, J., S., Côté, J., Hainline, B., Ryan, E. & Malina, R., M. (2018) The NBA and youth basketball: Recommendations for promoting a healthy and positive experience. *Sports medicine*, 48 (1), 2053-2065.
- Drakos, M., C., Domb, B., Starkey, Ch., Callahan, L. & Allen, A., A. (2010) Injury in the national basketball association. *Sports health*. 2(4), 284-290.
- 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. Praha: Česká lékařská společnost J.E. Purkyně.
- Edwards, C., Tod, D. & McGuian, M. (2008) Self-talk influences vertical jump performance and kinematics in male rugby union players. *Jour. sports sciences*. 26 (13), 1459-1465.
- Edwards, T., Spiteri, T., Piggot, B., Bonhotal, J., Haff, G., G. & Joyce, C. (2018) Monitoring and managing fatigue in basketball. *Sports*. 6 (1), E19.
- Enoka, R., M. & Duchateau, J. (2008) Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *Jour. of physiology*. 586 (1), 11-23.
- Fong, C., M., Blackburn, J., T., Norcross, M., F., McGrath, M. & Padua, D., A. (2011) Ankle – dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Jour. athlet. train*. 46 (1), 5-10.
- Gehring, D., Melnyk, M. & Golhofer, A. (2009) Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clin. biomech*. 24 (1), 82-87.
- González-Izal, M., Malanda, A., Navarro-Améztgueta, I., Gorostiaga, E. M., Mallor, F., Ibañez, J. & Izquierdo, M. (2010) EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions. *J. electromyol. kinesiol*. 20 (2), 233-240.
- Guedes, P., F. & João, S., A. (2014) Postural characterization of adolescent federation basketball players. *Jour. of phys. activi. & health*. 11 (7), 1401-1407.

- Halaki, M. & Ginn, K. (2012) Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? In *Computational Intelligence in Electromyography Analysis*. 7, 175-194.
- Hamill, J., Knutzen, K., M. & Derrick, T., R. (2015) Biomechanical basis of human movement. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Hannah, R., Minshull, C., Buckthorpe M., W. & Folland, J., P. (2012) Explosive neuromuscular performance of males *versus* females. *Experimental Physiology*. 97 (5), 618-629.
- Hermens, H., J., Merletti, R. & Freriks, B. (1999) SENIAM: European recommendations for surface electromyography. Enschede: Roessingh Research and Development.
- Hewett, E., Shultz, S.J. & Griggin, L. Y. (2007) Understanding and preventing noncontact ACL injuries. Champaign: Human Kinetics.
- Hootman, J., M., Dick, R. & Angel, J. (2007) Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Jour. of athl. train.* 42 (2), 311-319.
- Hoskins, W. & Pollard, H. (2005) The management of hamstring injury- part 1: issues in diagnosis. *Manual therapy*. 10 (2), 96-107.
- Kallenberg, L., A., C., Schulte, E., Hermens, H., J. & Disselhorst-Klug, C. (2007) Myoelectric manifestations of fatigue at low contraction levels in subjects with and without chronic pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 17 (3), 264-274.
- Kim, D. & Hong, J. (2011) Hamstring to quadriceps ration and noncontact leg injuries. A prospective study during one season. *Isokin. and exerc. sci.* 19 (1), 1-6.
- Kittnar, O. (2011) Lékařská fyziologie. Praha: Grada.
- Klusemann, M., J., Pyne, D., B., Hopkins, W., G. & Drinkwater, E., J. (2013) Activity profiles and demands of seasonal and tournament basketball competition. *Inter. jour. of sports physiol. and perform.* 8, 623–629.

Konrad, P. (2005) *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography*. Boston: Noraxon.

Kornecki, S., Lenart, I. & Siemieński, A. (2002) Dynamical analysis of basketball jump shot. *Biol. sport*. 19 (1), 73-90.

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

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

Madeleine, P., Farina, D., Merletti, R. & Arendt- Nielsen, L. (2002) Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.* 87 (4-5), 327-336.

Maixnerová, E., Svoboda, Z., Gonosová, Z., Zaatar, A., Hůlka, K. & Lehnert, M. (2019) The reliability of electromechanical delay during squat jump. *J Physic. Edu. and Sport*. 19 (1), 527-530.

Marcolin, G., Camazzola, N., Panizzolo, F., A., Grigoletto, D. & Paoli, A. (2018) Different intensities of basketball drills affect jump shot accuracy of expert and junior players. *Peer J*. 6, e4250.

Merlitti, R. & Parker, P., J. (2004) *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. Hoboken, NJ: IEEE/John Wiley.

Micera, S., Carpaneto, J. & Raspopovic (2010) Control of hand prostheses using peripheral information. *IEEE Rev. Biomed. Eng.* 3,48-68.

Misnull, C., Gleeson, N., Walters-Edwards, M., Eston, R. & Rees, D. (2007) Effects of acute fatigue on the volitional and magnetically-evoked electromechanical delay of the knee flexors in males and females. *Europ. J. of Appl. Physiol.* 100 (4), 469-478.

Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H. & Toh, S. (2004). The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *Arthroscopy*, 20, 414–418.

- Molinari, F., Knaflitz, M., Bonato, P. & Actis, M.V. (2006) Electrical manifestations of muscle fatigue during concentric and eccentric isokinetic knee flexion-extension movements..*IEE Trans. biomed. eng.* 53 (7), 1309-1316.
- Nagano, A., Komura, T., Fukashiro, S. & Himeno, R. (2005) Force, work and power output of lower limb muscles during human maximal-effort countermovement jumping. *Jour. electomyogr. kinesiolog.* 15 (4), 367-376.
- Novotný, J. (2015) Sportovní antropologie. Brno: Masarykova univerzita.
- Oliver, J., Armstrong, N. & Williams, C. (2008) Changes in jump performance and muscle activity following soccer-specific exercise. *Jour. sport. sci.* 26 (2), 141-148.
- Oudejans, R., D., R., Karamat, R., S. & Stolk, M., H. (2012) Effects of action preceding the jump shot on gaze behavior and shooting performance in elite female basketball players. *Inter. jour. of sports scie. and coaching.* 7 (2), 255-267.
- Padulo, J., Attene, G., Migliaccio, G., Cuzzolin, F., Vando, S. & Ardigo, L. (2014) Metabolic optimisation of the basketball free throw. *Jour. of sports scie.* 20, 1-5.
- Pastucha, D. (2014) Tělovýchovné lékařství: vybrané kapitoly. Praha: Grada
- Pinninger, G. J., Stelle, J. R. & Groeller, H. (2000) Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function? *Med. & Scie. in Sports & Exerc.* 32 (3), 647-653.
- Podraza, J., T. & White, S., C. (2010) Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: implications for the non-contact mechanism of ACL injury. *Knee*, 17 (4), 291-295.
- Quammen, D., Cortes, N., Van Lunen, B., L., Lucci, S., Ringleb, S., I. & Onate, J. (2012) Two different fatigue protocols and lower extremity motion patterns during a stop-jump task. *Journal of athletic training.* 47 (1), 32-41.
- Robertson, D., G., Wilson, J., M. & St Pierre, T., A. (2008) Lower extremity muscle functions during full squats. *Jour. appl. biomech.* 24 (4), 333-339.

- Rodacki, A., L., Fowler, N., E. & Bennett, S., J. (2002) Vertical jump coordination: fatigue effects. *Med.scie. sports exerc.* 34 (1), 105-116.
- Rodová, D., Mayer, M. & Janura, M. (2001) Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 8 (4), 173-177. Praha: Česká lékařská společnost J.E. Purkyně.
- Rogers, D. R. & MacIsaac, D., T. (2013) A comparison of EMG-based muscle fatigue assessment during dynamic contraction. *Jou. electromyog. kinesiol.* 23 (5), 1004-1011.
- Rokyta, R. (2015) Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi. Praha: Grada.
- Ropiak, C., R. & Bosco, J., A. (2012) Hamstring injuries. *Bull. NYU hosp. for joint diseases.* 70 (1), 41-48.
- Sharples, S., A., Gould, J., A., Vandenberg, M., S. & Kalmar, J., M. (2016) Cortical mechanisms of central fatigue and sense of effort. *PLoS one.* 11 (2), e0149026.
- Shei, R.-J. & Mickleborough, T., D. (2013) Relative contributions of central and peripheral factors in human muscle fatigue during exercise: a brief review. *Jour. of exerc. physiol.* 16 (6), 1-17.
- Sinsurin, K., Vachalathiti, R., Jalayondeja, W. & Limroongreungrat, W. (2013) Different sagittal angles and moments of lower extremity joints during single-leg jump landing among various directions in basketball and volleyball athletes. *Jour. phys. ther. sci.* 25 (9), 1109-1113.
- Smékal, D. & Mayer, M. (2004) Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 11 (3), 111-117. Praha: Česká lékařská společnost J.E. Purkyně.
- Smith, M., R., Coutts, A., J., Merlini, M., Deprez, D., Lenoir, M. & Marcora, S., M. (2016) Mental fatigue impairs soccer-specific physical and technical performance. *Med. Sci. Sports Exerc.* 48 (2), 267-276.
- Steidl, R., Kunz, K., Schrott-Fisher, A., Sholtz, A. & Sholtz, A.-W. (2006) Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Dev. med. child. neurol.* 48 (6), 477-482.

Stojanovič, E., Stojilikovič, N., Scanlan, A., T., Dalbo, V., J., Berkelmans, D., M. & Milanovič, Z. (2018) The activity demands and physiological responses encountered during basketball match-play: a systematic review. *Sports Med.* 48 (1), 111-135.

Struzik, A., Pietraszewski, B. & Zawadski, J. (2014) Biomechanical analysis of jump shot in basketball. *Journal of human kinetics.* 42, 73-79.

Taylor, J. & Gandevia, S. (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *J Appl Physiol*, 104(2), 542–550.

Taylor, J., B., Ford, K., R., Nguyen, A.-D., Terry, L., N. & Hegedus, E., J. (2015). Prevention of lower extremity injuries in basketball: a systematic review and meta – analysis. *Sports Health.* 7 (5), 392-398.

Thomas, C., Kyriakidou, I., Dos´Santos, T. & Jones, P., A. (2017) Differences in vertical jump force-time characteristics between stronger and weaker adolescent basketball players. *Sports.* 5 (3), E63.

Thompson, B., J., Conchola, E., C. & Stock, M., S. (2015) Effects of age and muscle action type on acute strength and power recovery following fatigue of the leg flexors. *Age.* 37 (6), 111-117.

Thongpanja, S.; Phinyomark, A.; Phukpattaranont, P. & Limsakul, C. (2012). A Feasibility study of fatigue and muscle contraction indices based on EMG time-dependent spectral analysis. *Procedia engineering.* 32, 239-245.

Twist, C., Gleeson, N. & Eston, R., G. (2008) The effects of plyometric exercise on unilateral balance performance. *Jour. sports science.* 26 (10), 1073-1080.

van der Made, A., D., Wieldraaijer, T., Kerkhoffs, G., M., Kleipool, R., P., Engebretsen, L., van Dijk, C., N. & Golanó, P. (2015) The hamstring muscle complex. *Knee surg. sports traumatol. arthrosc.* 23 (7), 2115-2122.

Williams, C., A. & Ratel, S. (2013) Human muscle fatigue. New York: Routledge.

Wright, J., Ball, N., B. & Wood, N. (2010) Fatigue, H/Q ratios and muscle coactivation in recreational football players. *Isokinetics and exercise science.* 17 (3), 161-167.

Zhang, L. Q. & Rymer, W. Z. (2001). Reflex and intrinsic changes induced by fatigue of human elbow extensor muscle. *J Neurophysiol* 86,1086–1094.

Zhou S., McKenna, M., J., Lawson, D., L., Morrison, W., E. & Fairweather, I. (1996) Effect of fatigue and sprint training on electromechanical delay of knee extensor muscles. *Europ. J. of Appl. Physiol. and Occup. Physiol.* 72 (6), 410-416.

Zhou, S., Lawson, D., L., Morrison, W., E. & Fairweather, I. (1995) Electromechanical delay in isometric muscle contractions evoked by voluntary, reflex and electrical stimulation. *Europ. J. of Appl. Physiol. and Occup. Physiol.* 70 (2), 138-145.

11 Přílohy

Příloha 1. Vyjádření etické komise FTK UP



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne 13. 3. 2015 byl projekt základního výzkumu (výzkumného sledování)

Autoři: **doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr., Prof. Mark De Ste Croix, Ph.D., Prof. RNDr Miroslav Janura, Dr., PhDr. Petr Šťastný, Ph.D., Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D., Mgr. Amr Zaatar, Ph.D., PhDr. Michal Botek, Ph.D., Mgr. Karel Hůlka, Ph.D., RNDr. Milan Elfmark**

s názvem **Kumulativní efekt únavy na neuromuskulární řízení kolene a riziko zranění u mladých sportovců během růstu a zrání**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 14 / 2015

dne: 19. 3. 2015.

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

Řešitelé projektu splnili podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

razítko fakulty

Příloha 2. Informovaný souhlas pro nezletilé účastníky studie

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

Informovaný souhlas pro nezletilé účastníky studie

Kumulativní efekt únavy na neuromuskulární řízení kolene a riziko zranění u mladých sportovců během růstu a zrání

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

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

Podpis zákonného zástupce:

Datum:

Podpis řešitele pověřeného touto studií:

Datum: