

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**Hodnocení svalové aktivity u basketbalistů věkové
kategorie 13 a 15 let při opakovaných měření
v průběhu sezóny**

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Hana Willmannová
Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.
Olomouc 2017

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Hana Willmannová

Název diplomové práce: Hodnocení svalové aktivity u basketbalistů věkové kategorie 13 a 15 let při opakovaných měření v průběhu sezóny

Pracoviště: Katedra Fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2017

Abstrakt: Cílem práce bylo hodnocení aktivity vybraných svalů preferenční dolní končetiny během testu squat jump pomocí povrchové elektromyografie u basketbalistů za současné synchronizace se silovou plošinou. Studie se zúčastnila skupina basketbalistů věkové kategorie 13 a 15 let z Olomouce a Prostějova (U13: n =26, U15: n =22). Hodnocenými parametry byly ukazatele mean frekvence, doba (čas, za který je dosaženo maximálních hodnot) a nejvyšší peak (maximální hodnota) u jednotlivých svalů (m. gastrocnemius medialis, m. biceps femoris a m. semitendinosus) před sezónou a v průběhu sezóny září 2016 – únor 2017. K měření byly použity přístroje NORAXON MyoSystem 1400A. Každé měření obsahovalo tři pokusy, pro analýzu dat byl použit druhý pokus. Výsledky ukázaly rozdíly mezi prvním a druhým měřením podle ukazatele maximálního peaku, které byly statisticky významné u všech měřených svalů u obou věkových skupin. Při hodnocení ukazatele mean frekvence byla zaznamenána statistická významnost pouze pro m. gastrocnemius medialis.

Klíčová slova: povrchová elektromyografie, squat jump, zranění, basketbal, adolescenti

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification:

Author's first name and surname: Bc. Hana Willmannova

Title of the master thesis: Assesment of the muscle activity of basketball players aged 13 and 15 years in repeated measurements during a season

Departement: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

The year of presentation: 2017

Abstract: The aim of this diploma thesis was to evaluate muscle activity of selected muscles of the dominant leg during the squat jump test using surface electromyography of basketball players with simultaneous synchronization with the force platform. The study was performed on basketball players aged 13 and 15 years from Olomouc and Prostějov (U13: n=26, U15: n=22). The evaluated parameters were indicators of mean frequency, time (it means time by which the maximum values are reached) and the highest peak (maximum value) for each muscle (m. gastrocnemius medialis, m. biceps femoris a m. semitendinosus) before and in the middle of the season, from September 2016 to February 2017. For performing measurements were used the NORAXON MyoSystem 1400A devices. Each measurement consisted of three trials; the second trial was used for the data analysis. The results, according to indicator the highest peak, demonstrated differences between the first and the second measurement and were statistically significant both for each muscle and the age group. In the evaluation of mean frequency only m. gastrocnemius medialis was statistically significant.

Key words: Surface electromyography, squat jump, injury, basketball, adolescents

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

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

V Olomouci dne: 30.7.2017

.....

Děkuji Mgr. Amr Zaatarovi, Ph.D. za odborný dohled, cenné rady, velkou dávku trpělivosti a pomoc při zpracování této práce. Děkuji celému týmu, který se podílel na měření a také RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování dat.

Obsah

1 Úvod.....	9
2 Přehled poznatků.....	10
2.1.1 Hamstringy – svalový komplex	10
2.1.2 Hamstringy ve funkci prevence zranění.....	13
2.2 Zranění a přetížení pohybových struktur.....	15
2.2.1 Statistika zranění v basketbale.....	15
2.3 Pohybové dovednosti v basketbalu	18
2.3.1 Výskoky a dopady.....	18
2.3.2 Rovnovážné schopnosti.....	20
2.4 Vertikální skok	22
2.4.1 Jednotlivé fáze výskoku	22
2.4.2 Aktivace svalů při výskoku	23
2.5 Biomechanika a kinematika výskoku.....	26
2.6 Elektromyografie.....	28
2.6.1 Specifika měření	28
2.6.2 Fyziologie EMG signálu.....	29
2.6.3 Hodnocení EMG signálu.....	29
2.6.4 EMG a únava	30
3 Praktická část.....	32
3.1 Cíle a hypotézy:.....	32
3.1.1 Hlavní cíl:	32
3.1.2 Dílčí cíl:	32
3.1.3 Hypotézy:.....	32
4 Metodika.....	33
4.1 Charakteristika výzkumného souboru	33

4.2 Příprava před měřením.....	34
4.2.1 Umístění elektrod.....	34
4.2.2 Technické parametry měření	34
4.3 Měření.....	34
4.4 Metodika vyhodnocování výsledků.....	35
4.4.1 Analýza poly-EMG záznamu	35
4.4.2 Statistické zpracování dat	35
5 Výsledky.....	36
5.1 Hypotéza H01.....	36
5.2 Hypotéza H02.....	39
5.3 Hypotéza H03.....	41
5.4 Hypotéza H04.....	42
6 Diskuze.....	43
7 Závěr	49
8 Souhrn	50
9 Summary	51
10 Referenční seznam.....	52
11 Přílohy	64

Seznam zkratek

ACL – anterior cruciate ligement

BF – biceps femoris

COP – centre of pesare

EMD – elektromechaniké zpoždění

EMG – elektromyografie

FR – frekvenční analýza

GM – gastrocnemius medialis

M – mutulus

MAX – hodnoty maxima

n - počet

ST – semitendinosus

SJ – squat jump

U13 – věková kategorie 13let

U15 – věková kategorie 15let

1 Úvod

Basketbal je dynamický sport, u kterého dochází k častému střídání směrů, akceleraci pohybu, rychlým výměnám mezi hráči a především střelby z výskoku. Běh a výskoky jsou dva druhy pohybů, které u basketbalistů považujeme za nepostradatelné motorické dovednosti. Je to kontaktní sport, kde úrazy nejsou zanedbatelnou položkou. Při basketbalové hře skórují hráči nejčastěji při výskoku s míčem, a proto i analýza tohoto výskoku je bez pochyb významným parametrem. Střelbu z větší vzdálenosti lze považovat za nejdůležitější technický prvek hrací hry. Jedna 40ti-minutová hra může znamenat pro jednoho hráče vzdálenost větší než 6000m, ačkoli se často jedná o krátké sprinty zakončené výskoky (Mangine et al., 2014).

V práci se zaměřuji na analýzu skoku, hodnocení aktivace jednotlivých svalů dolní končetiny pomocí povrchové elektromyografie za současné synchronizace se silovou plošinou a zhodnocení pohybové strategie tohoto technického hracího prvku. Vzhledem k faktu, že kolenní a hlezenní kloub bývá častým místem zranění, věnuji kapitolu také problematice přetížení struktur pohybového aparátu u těchto sportovců, stejně tak jsem nastínila problematiku svalového zranění spolu s anatomickými souvislostmi. Flexory kolenního kloubu bývají diskutovaným aspektem zranění u různých sportů, nejen u basketbalistů, proto je také trendem v tréninkových jednotkách začleňovat prvky, které zvyšují neuromuskulární rovnováhu mezi flexory a extenzory kolenního kloubu. Extenzory kolenního kloubu se zapojují koncentrickou kontrakcí a jsou využity pro akceleraci pohybu, na druhé straně flexory kolenního kloubu by měly excentricky brzdit pohyb a vytvořit tak ochranný mechanismus. Hamstringy se nejvíce aktivují ve fázi doskoků, a proto jsou během excentrické kontrakce náchylné k poranění (Tansel, Salci, Yildirim, Kocak, & Korkusuz, 2008). Tyto svaly by měly také působit jako převodník sil mezi kyčelním a kolenním kloubem, proto je v práci zahrnuta i kapitola vertikálních skoků z biomechanického pohledu.

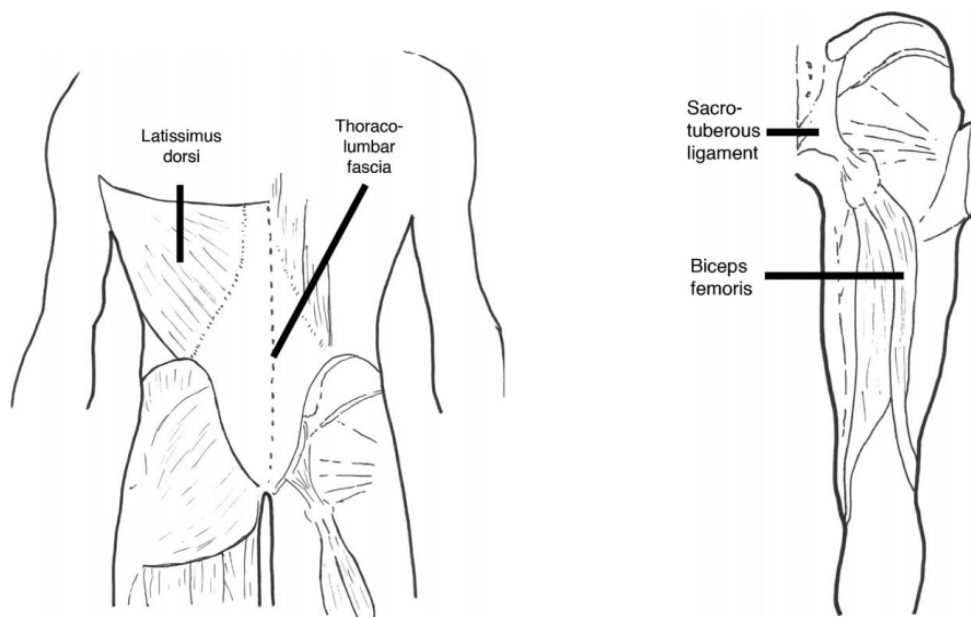
2 Přehled poznatků

2.1.1 Hamstringy – svalový komplex

Označení hamstringy zahrnuje svaly m. semitendinosus, m. semimembranosus a laterálně uložený m. biceps femoris, které vykonávají funkci flexorů kolenního kloubu a extenzorů kyčelního kloubu. Svalově-šlachová oblast, která přenáší sílu generovanou svaly prostřednictvím šlachy na kost je místo, které je nejvíce zranitelné a zcela nejvíce frekventovaným místem zranění je uváděna proximální část dlouhé hlavy svalu biceps femoris (Ropiak & Bosco, 2012; van der Made et al., 2015).

Dlouhá hlava biceps femoris začíná na tuber ischiadicum a upíná se na laterální straně tibie, zatímco krátká hlava jde od části linea aspera femuru a inzeruje na hlavičce fibuly. M. semitendinosus má svůj začátek v blízkosti m. biceps femoris na tuber ischiadicum, ale upíná se mediálně v oblasti ventrální plochy tibie, známé jako pes anserinus a m. semimembranosus taktéž začíná na tuber ischiadicum a upíná se na posteromedialní části tibie. Oproti m. semitendinosus je uložen hlouběji. Funkce celého komplexu je především flexe kolenního kloubu, ale díky laterálnímu umístění m. biceps femoris se podílí tento sval i na zevní rotaci flektovaného kolenního kloubu případně extendované dolní končetiny v kyčelním kloubu a naopak semi svaly uložené mediálně pomáhají vnitřní rotaci kolenního kloubu (van der Made et al., 2015). Hamstringy by zároveň měly působit jako převodník sil mezi kyčelním a kolenním kloubem a minimálně přispívat k extenzi kyčle zejména ve fázi akcelerace pohybu. Tento přenos síly je nutný u výbušného pohybu a v případě inhibice gluteálních svalů dochází k hyperaktivitě a přetížení hamstringů (Hoskins & Pollard, 2005).

M. biceps femoris má silné fasciální spojení s m. peroneus longus, čímž vzniká funkční propojení periferie hlezenního kloubu a chodidla. Naopak u sedacího hrboleu přechází šlacha dlouhé hlavy bicepsu do povrchové části ligamenta sacrotuberosum, které se upíná do thorakolumbální fascie. Tato mohutná fascie ve vztahu k okolním svalům propojuje hamstringy s lumbopelvicou oblastí, trupem i ramenním pletencem. Díky těmto funkčním spojkám lze předpokládat, že i nestabilita L/S přechodu ovlivňuje hamstringy a naopak, viz. Obrázek 1., (Vleeming et al., 1995).

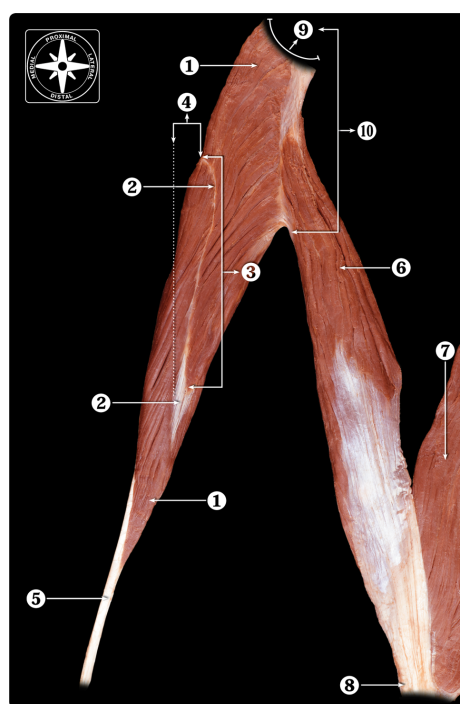
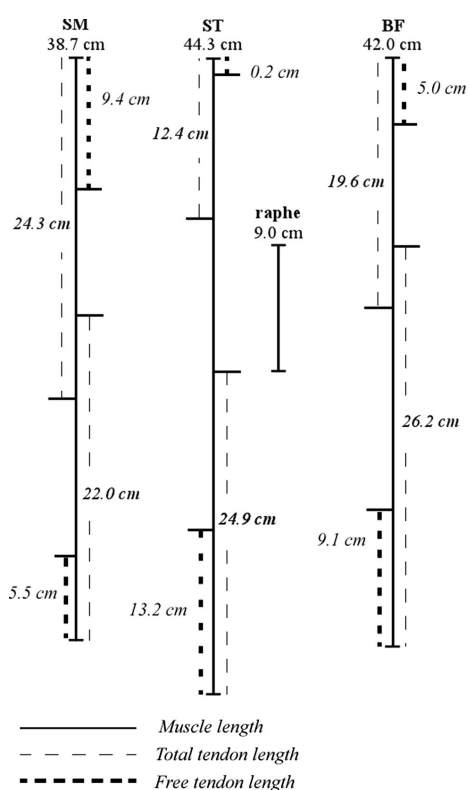


Obrázek 1. Fasciální propojení hamstringů s thorakolumbální fascií (Hoskins & Pollard, 2005).

Na základě zkoumání lidských kadaverických vzorků hamstringů se z anatomického hlediska popisuje pojem „raphe“, který dělí m. semitendinosus na dvě části, a proto bývá někdy označován jako digastrický sval (van der Made et al., 2015; Woodley & Mercer, 2005).

Pro poranění hamstringů jsou typické dva mechanismy, které popisují autoři Askling, Tengvar, Saartok a Thorstensson (2007). První mechanismus poranění nastává při velmi rychlém běhu, kdy bývá nejčastěji postižena dlouhá hlava bicepsu a to v místě šlachově-svalového přechodu, ve vzdálenosti 6,7 cm od tuber ischiadicum. Biceps femoris má nejdelší svalovou šlachu ze všech svalů na zadní straně stehna a má bineurální zásobení svalu, což jsou aspekty, které mohou mít vliv na riziko a lokalizaci zranění (Burkett, 1970; Hoskins & Pollard, 2005). Při kombinaci strečového pohybu flexe kyčelního kloubu za současné extenze kolenního kloubu dochází k výraznému protažení, které představuje druhý mechanismus poranění těchto svalů. U tohoto typu bývá poškozen nejčastěji m. semimembranosus a to ve vzdálenosti 2,3 cm od tuber ischiadicum. Tyto mechanismy údajně nejsou ovlivněny délkou daného svalu nebo délkou šlachy. Díky měření kadaverů bylo zjištěno, že proximální a distální šlachy svalů

m. semimembranosus a m. biceps femoris se překrývají. Dle autorů tato architektura může být predisponující faktor pro jejich poškození (Obrázek 2). Dalším zajímavým anatomickým poznatkem je, že proximální šlacha m.semimembranosus se distálně dostává do zkrutu a končí jako široká deska. Toto přetočení šlachy způsobuje, že výsledná síla není v souladu se směrem šlachy, což se může projevit také jako potenciálně zranitelné místo. Naopak „přepážka“ nazývaná „raphe“ může mít podle autorů jakousi protektivní funkci, vzhledem k tomu, že m. semitendinosus bývá nejméně zranitelný z celého komplexu hamstringů (Koulouris & Connell, 2005).



Obrázek 2. Délky jednotlivých svalů a jejich šlach (vlevo). Obrázek vpravo zobrazuje m.semitendinosus (1), raphe (2), dlouhá hlava biceps femoris (6), krátká hlava biceps femoris (7), (van der Made et al., 2015).

2.1.2 Hamstringy ve funkci prevence zranění

Jedním z hlavních cílů prevence zranění v současnosti, ať už se jedná o jakýkoliv sport, jsou profylaktické tréninkové programy, které zvyšují neuromuskulární rovnováhu hamstringů a m. quadriceps femoris. Kim a Hong (2011) popisují, že hamstringy a m. quadriceps přímo ovlivňují kolenní kloub, nicméně jejich nerovnováha nemusí vždy nutně ústít v poranění pouze v oblasti kolenního kloubu. Většina bezkontaktních zranění při sportu se odehrává během uzavřeného kinematického řetězce a síly, které působí na jeden kloub, nevyhnutelně ovlivňují také segmenty nad nebo pod. Dochází také ke kompenzačním pohybovým strategiím, čímž se tělo snaží předejít bolesti nebo zranění. Nestabilita v kolením kloubu tedy může být způsobena dysfunkcí v různých segmentech těla.

Role hamstringů během extenze kolenního kloubu je tah kolenního kloubu dorzálně, čímž zamezují anteriornímu posunu tibie. Tímto způsobem se zvyšuje pevnost kloubu a snižuje laxicita předního vazy, během zatížení při současné aktivaci quadricepsu. Sportovci by měli mít v tomto ohledu kvalitní pohybovou přípravu především v technice dopadu, který by měl být bezpečný a stabilní, bez ohledu na výšku skoku, ačkoli je pro ně při hře neméně důležitá položka. Stejně tak je trendem snaha odnaučit strategii dominantního zapojení quadricepsu a zaměřit se na aktivaci hamstringů při přistání, tak aby zajistily stabilitu kolenního kloubu (Kim & Hong, 2011).

Kolenní extenzory se zapojují koncentrickou kontrakcí a slouží k akceleraci pohybu. Zároveň by ale kolenní flexory měly v souhře excentricky brzdit pohyb a působit zpomalení v rámci ochranného mechanismu. Hamstringy pracují zejména při fázi doskoků a pokud jsou svaly slabé, během excentrické kontrakce jsou náchylné k poranění (Tansel, Salci, Yildirim, Kocak, & Korkusuz, 2008). Ženy mají v porovnání s muži slabší hamstringy. Jako prevence poranění této svalové skupiny se v poslední době využívá Nordic exercise neboli cvičení v excentrické kontrakci, které zároveň zvyšuje jejich pevnost (Kalli & Dimitrios, 2016).

U každého sportovce se v rámci tréninkové jednotky dbá na správný strečink, ať už před výkonem či po výkonu. Existuje řada strečinkových cvičení, které se používají podle individuálních preferencí (statické, dynamické, balistické, PNF, aj.). Behm, Blazevich, Kay a McHugh (2016) hodnotili statické protahování,

kteře podle nich mŕže negativně ovlivnit izometrický i izokinetický výkon, zatímco dynamické protahování výkonnost zlepšuje. Pouze dvě studie zkoumaly vliv strečinkového protažení antagonistů na následný výkon agonistů. Autoři Sandberg, Wagner, Willardson a Smith (2012) popsali ve své studii statické protažení antagonistů (kyčelních flexorů), které následně ovlivňují výšku a sílu vertikálního skoku. U statického protažení hamstringů byla pozorována také vyšší izokinetická síla quadricepsu. V další studii autoři Wakefield a Cottrell (2015) popsali, že po statickém protažení antagonistů (kyčelních flexorů) došlo ke zvýšení vertikálního skoku o 1,74%.

Snížení svalové síly po statickém strečinkovém protažení bylo objektivizováno poklesem aktivity EMG protažených svalů (Herda, Cramer, Ryan & McHugh, 2008; Sekir, Arabaci, Akova & Kadagan, 2010) a naopak zvýšení EMG aktivity po dynamickém protažení (Serefoglu, Sekir, Gür & Akova, 2017). Nutno podotknout, že celková doba protahování se ve studiích liší a to v rozsahu 30 až 480 sekund, která se samozřejmě promítá do hodnocení výsledků. Systematická studie Behm et al. (2016) popisuje výkonnostní deficit (-4,6%) po statické protahování nad 60 sekund, ve srovnání se statickým protažením pod 60 sekund (-1,1%). Na druhé straně u dynamického protahování pozorovali Behm a Chaouachi (2011) zvýšení výkonu po dynamickém protažení nad 90 sekund (7,3%), zatímco pod 90 sekund (0,5%).

Nejnovější studie Serefoglu, Sekir, Gür a Akova (2017) naznačuje, že ani statické ani dynamické protahování antagonistických svalů nemá žádné účinky na izokinetickou sílu agonistů.

Cook, Burton a Hoogenboom (2006) vytvořili speciální nástroj pro hodnocení základních pohybových dovedností, v originálním názvu „functional movement screen“, který obsahuje sedm testů (hluboký dřep, výpad, překážkový krok, mobilitu ramenního kloubu, rotační stabilitu, přednožení natažené nohy a klik). Podle něj, dle autorů Cook et al. (2006); Schneiders, Davidsson, Hörman a Sullivan (2011) lze stanovit potenciální riziko zranění. Zajímavé je, že v tomto screeningu vykazovali basketbalisté nejhorší výsledky ve srovnání s fotbalisty či házenkáři (Letafatkar, Hadadnezhad, Shojaedin, & Mogamadi, 2014).

2.2 Zranění a přetížení pohybových struktur

Každý sport dle stylu hry má svá specifická zranění. Na dospívající mladé hráče basketbalu jsou kladeny nároky vysoké odolnosti a vytrvalosti, uvádí Guedes a João (2014) a v návaznosti na tyto požadavky snadno dochází k přetížení, se kterým souvisejí biomechanické kompenzace pohybového aparátu. Díky nezralosti pohybových struktur u dospívající mládeže může toto přetížení vést k rozvoji posturálních změn, které představují predispozici ke zranění, zejména pokud je tréninkové zatížení větší než denní limit, které je tělo schopné absorbovat.

2.2.1 Statistika zranění v basketbale

Salatkaitė, Garbenytė-Apolinskienė, Šiupšinskas, Kajėnienė a Gudas (2016) uvádějí statistické údaje, že ženy utrpí v basketbale až v šedesáti procentech víc zranění než muži. Nejčastěji zraněnou částí těla zmiňují kolenní kloub (67,9%) a následně hlezenní kloub (21,4%), přičemž ke zranění dochází nejen při utkání, ale také při tréninku. Jiní autoři Gordon et al. (2014) uvádějí incidenci zranění u profesionálních hráčů v opačném pořadí: distorze hlezenního kloubu (69,11%), patelární tendinopatie (28,46%), poranění menisku (22,76%) a poranění předního zkříženého vazy (ACL)-(21,54%). Gaca (2009) uvádí pro basketbalisty a fotbalisty největší výskyt zranění v oblasti kolenního kloubu.

Přibližně dvě třetiny všech zranění nacházíme na dolních končetinách a podle Bird a Markwick (2016) se nejvíce vyskytuje distorze hlezenního kloubu. K tomuto zranění dojde ve 45% při doskocích a ve 30% při točivých manévrech. Výskyt patelární tendinopatie je znepokojivý především proto, že postihuje již velmi mladé hráče, prevalence je 7-26% ve věku 14-18 let.

Předchozí zranění a nerovnováha dolních končetin mohou být rizikovým faktorem pro následná zranění nejen v anaerobních kolektivních sportech. Nerovnováha, která pokračuje v průběhu sezóny, se může postupně zvětšovat především vlivem nahromadění únavy a vznikem mikrotraumat. Poranění je tedy často spojeno již s oslabením pohybového aparátu na začátku sezony (Mangine et al., 2014).

Existují různé způsoby a metody, kterými lze hodnotit svalovou nerovnováhu a stranové rozdíly mezi končetinami. Autoři Fort-Vanmeerhaeghe, Gual, Romero-Rodriguez a Unnitha (2016) uvádějí, že jeden z nejcitlivějších testů k hodnocení svalové nerovnováhy je jednostranný vertikální skok pro posouzení funkční výkonnosti sportovce. Index k hodnotící asymetrii na dolních končetinách (ASI) je běžně používán a předurčuje slabší končetinu jako více rizikovou pro možné zranění (Ceroni, Martin, Delhumeau & Farpour-Lambert, 2012).

Schiltz et al. (2009) pozorovali asymetrii mezi hráči, kteří prodělali zranění na dolních končetinách s těmi, kteří vykazují absenci zranění (Obrázek 3.) Konkrétně u testu drop jump zaznamenali bilaterální rozdíl (18.4% a 8.9%) a 10second jump height (20.5% a 5.5%). V tomto výzkumu se zaměřili na bilaterální nerovnováhu na dolních končetinách, která může způsobovat nerovnoměrné rozložení sil, což se promítá do činností, jako jsou třeba skoky.

Table 6. Functional Testing in Professional Basketball Players With or Without a History of Knee Injury (Mean ± SD)

Test	With History of Knee Injury (n = 5)	Without History of Knee Injury (n = 10)	P Value
Countermovement jump, cm	38.4 ± 8.0	41.6 ± 4.3	.32
With arms	47.6 ± 7.3	49.3 ± 4.3	.59
10-m sprint, s	1.91 ± 0.13	1.90 ± 0.08	.91
Drop jump			
Dominant limb, cm	27.0 ± 7.3	29.1 ± 4.6	.16 ^a
Nondominant/history	22.3 ± 7.2	26.4 ± 3.9	
Bilateral difference, %	18.4 ± 7.8	8.9 ± 6.1	.02
10-s height			
Dominant limb, cm	18.9 ± 6.1	21.5 ± 3.6	.046 ^a
Nondominant/history	15.2 ± 5.4	20.3 ± 4.0	
Bilateral difference, %	20.5 ± 7.8	5.5 ± 11.3	.02

^a P value is for dominant versus nondominant limb among the groups.

Obrázek 3. Bilaterální nerovnováha ve spojitosti s úrazy dolních končetin (Schiltz et al., 2009).

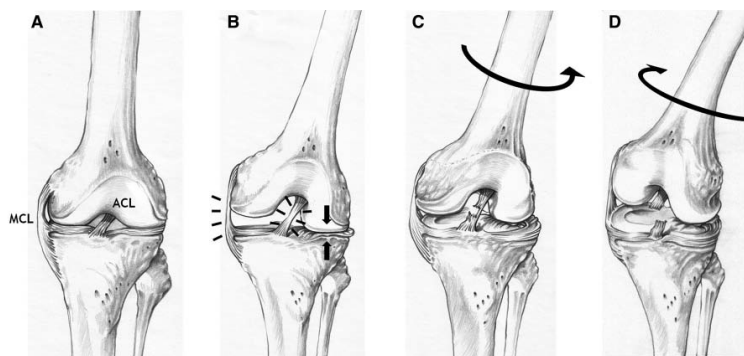
Autoři Kramer, Denegar, Buckley a Hertel (2007) popsali významnou souvislost mezi zraněním ACL a předchozího ipsilaterální podvrtnutí kotníku, ale tyto údaje byly podloženy na malém vzorku sportovců s poraněním ACL. Gordon et al. (2014) to nepovažuje za rizikový faktor pro poranění ACL a uvádí, že není přesně definován vztah mezi podvrtnutím kotníku a poraněním ACL.

Přední křížový vaz je jedním ze čtyř vazů kolene, které spojují femur a tibií a omezuje přední translaci a vnitřní rotaci tibie. Munro, Herrington a Comfort (2012) uvádějí vysoký výskyt úrazů ACL a patelofemorálního skloubení u hráčů

basketbalu, ale také fotbalu. Jako významnou predispozicí může být nedostatečná neuromuskulární kontrola kolenního kloubu. U poranění ACL lze často vidět sníženou flexi a valgózní úhel kolenního kloubu, což přispívá ke zvýšenému napětí na ACL. Valgózní úhly v kolenním kloubu popisují autoři Hewett et al. (2005) jako prediktor zranění ACL a tyto změny na dolních končetinách rovněž zvyšují zátěž na patelofemorální skloubení a rozvoj bolesti.

Typický postoj, který vidíme častěji u ženského pohlaví, kterému Hewett et al. (2005) říká „dynamická valgozita kolena“, hraje významnou roli při poranění ACL. Ženy jsou vystaveny vyššímu riziku poranění zřejmě kvůli jejich anatomickým rozdílům od mužského pohlaví, a často bývá uváděn také vliv hormonů (Beynon, 2008). Mnohé studie popisují, že atletky při sportovních manévrech jako při skocích a rotačních pohybech mají nižší flexi kolenního a kyčelního kloubu, ale za to vyšší valgozitu v koleni, větší vnitřní rotaci v kyčli, a zevní rotaci tibie. Také se u žen popisuje menší tuhost kloubu ve srovnání s mužskými protějšky vzhledem k většímu zapojení m. quadriceps oproti hamstringům (Michaelidis & Koumantakis, 2013).

Nutno také zmínit, že zranění ACL ve většině případů není způsobeno kontaktem s jiným hráčem, popisuje se naopak bezkontaktní mechanismus úrazu (Obrázek 4.), (Koga et al., 2010).



Obrázek 4. A: nezatížený kolenní kloub, B: valgotické zatížení způsobí napnutí mediálního kolaterálního vazy za současné laterální komprese, C: přední vektor síly způsobuje kontrakci quadricepsu, laterální femur kondylu se posouvá dorzálně, zatímco tibie rotuje dovnitř, a to vede k přetížení ACL, D: při roztržení ACL je pohyb tibie ventrálně volný, holenní kost rotuje zevně (Koga et al., 2010).

2.3 Pohybové dovednosti v basketbalu

Basketbal má široké spektrum pohybových dovedností. Kličkování, driblování, přihrávání, zrychlení i prudké zastavení. Každý sportovec by měl být všestranně zdatný a rozvíjet své schopnosti, ať už je to svalová síla, flexibilita nebo vytrvalost. U basketbalistů je potřeba rozvíjet jak rychlost a postřeh, tak i přesnost a vytrvalost. Předpokladem pro tyto schopnosti je také správná aktivace core neboli hlubokého stabilizačního systému páteře, která díky stabilizaci trupu vytváří punctum fixum a umožňuje plnou kontrolu nad pohybem, který se během hry často mění. Správná stabilizace je předpokladem pro efektivní pohyb. Například v případě nestability v oblasti kyčelních kloubů, bude pro hráče horší práce s těžištěm, a ta se následně promítne do sníženého výkonu (Ahmed, 2015; Alyson, Robyn, Mark, Gregory & Timothy, 2010; Kibler, Press & Sciscia, 2006).

Největší zájem o basketbal bývá u mládeže po desátém roku před fází puberty. V tomto období se naneštěstí stávají mladí basketbalisté pomalejší a méně koordinovaní díky akceleraci motorického vývoje. Rychlost pohybu a výbušná síla se rozvíjí po 13. roku věku, proto by tyto dovednosti měly být zahrnuty v tréninkové jednotce juniorské kategorie (Daskalovski, Naumovski, Kocic & Andonovski, 2016). Co se týče posturální kontroly jsou různé názory, kdy se ustálí a stane srovnatelnou s rovnováhou dospělých. Některé starší studie označují věk 7-10let za zlomový (Wolff et al., 1998), což ale vyvrací novější práce, které uvádí, že rovnovážné schopnosti se stále vyvíjí i po 10. roku věku (Nolan, Grigorenko, & Thorstensson, 2005; Peterson, Christou, & Rosengren, 2006). Zralost má totiž vliv na výkonnost při skoku ve spojitosti s intermuskulární koordinací (Oliver, Armstrong, & Williams, 2008). Zralost uvádí Steindl, Kunz, Schrott-Fischer a Scholtz (2006) pro věkovou kategorii 15-16let. Poté basketbaloví hráči vykazují vysoké rychlostní, silové i koordinační schopnosti (Cortis et al., 2011).

2.3.1 Výskoky a dopady

Povaha hry upřednostňuje hráče, kteří jsou vysocí a schopní vysokých výskoků. Proto tento sport vyžaduje dobrou stabilitu hlezenních kloubů (Leanderson, Wykman, & Eriksson, 1993). Střelba s míčem pokrývá až sedmdesát procent celkové hry, což klade velké nároky na sportovní výkonnost jedince, která má současně vliv

na výšku skoku, ze které hráči následně střílí. Biomechanikou výskoku basketbalistů se podrobněji zabývali Struzik, Pietraszewski a Zawadzki (2014). Tento pohyb musí být při hře plně automatizován bez ohledu na vnější faktory, které mohou sportovce ovlivňovat. Hráč musí být schopen maximalizovat opakovatelnost skoku. V situaci, kdy na hráče útočí obránci, je zcela zásadní, aby střelba proběhla pokud možno z co nejvyššího odrazového bodu a rovněž by měla proběhnout v co nejkratším časovém úseku (Kornecki, Lenart & Siemieński, 2002). Hráči proto při výskoku využívají pohybu do extenze, která jím umožňuje prodloužit svou výšku skoku (Struzik et al., 2014).

Nepostradatelnou pohybovou dovedností pro basketbalisty je měkké a pružné přistání po doskocích, kterých je za celou hrací hru velké množství. Tato technika dopadu je nezbytná i přes kvalitní sportovní mnohdy odpruženou obuv. Tvrdé přistání způsobuje nadměrné zatížení dolních končetin, což může ve výsledku dokonce mnohonásobně překročit i váhu celého těla. Následkem pak může být lokální přetížení a vyšší riziko zranění jedince. Z tohoto důvodu je žádoucí, aby byl hráč schopen co nejvíce tlumit nárazy a to pomocí větší flexe dolních končetin při dopadu (Struzik et al., 2014). Pro tlumení dopadů jsou popsány dva důležité prvky a to síla svalů vykonávající plantární flexi nohy a rozsah dorzální flexe hlezenního kloubu (Bird & Markwick, 2016). Bezpečné přistání může ovšem omezovat omezený rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu, který v uzavřeném kinematickém řetězci působí i na zapojení kraniálních segmentů. Bird a Markwick (2016) uvádí souvislost mezi sníženou dorzální flexí a sníženou flexí kolenních i kyčelních kloubů. Z biomechanického hlediska je přistání optimální na flektované kolenní klouby. V případě malé flexe se zvyšuje reakční síla a může díky repetitivnímu zatížení rozvinout patelární tendinopatii. U kolenních kloubů se v mnoha pracích popisuje jejich valgozita, která jde také ruku v ruce s větší pronací v distálním segmentu. Přistání by se nemělo hodnotit pouze v rámci valgozity, ale také míra rozsahu pohybu v sagitální rovině, které jsou z biomechanického hlediska rizikové pro zranění (Aerts et al., 2015).

2.3.2 Rovnovážné schopnosti

Rovnováha, znamená především práci s těžištěm. Podle statistiky jsou basketbalisté většinou velmi vysocí a štíhlí, i z toho lze předpokládat, že nároky na koordinaci a stabilitu budou větší (Sevim & Suveren, 2010). Rovnováha je ovlivněna aferentními smyslovými informacemi, které jsou zrakové, vestibulární a somatosenzorické. U sportovců by měla být kvalitní zejména somatosenzorická složka, která zprostředkovává informaci o poloze a pohybu těla ve statické i dynamické fázi, a je schopna pružně reagovat pomocí zpětné vazby na jakékoli změny. Pokud je tato zpětná vazba jakkoli narušena a tudíž nepřesná, rovnováha nemusí být vždy zachována a zvyšuje se tím riziko pádů a úrazů. Na zhoršení rovnováhy se podílí také únava během výkonu, která zvyšuje variabilitu COP (center of pressure), (Boccolini, Brazziti, Bonfanti, & Alberti, 2013; Steinberg et al., 2016). Stabilizačními svaly v oblasti hlezenního kloubu jsou zejména m. gastrocnemius a m. soleus, jelikož jejich únava ovlivňuje nervosvalovou kontrolu v oblasti hlezenního kloubu a způsobuje snížení posturální stability (Gribble & Hertel, 2004; Notarnicola et al., 2015; Yaggie, 2004).

Struzik, Zawadzki a Pietraszewski (2015) popisují rovnováhu jako jednu z důležitých dovedností basketbalového sportu. Od hráčů se očekává vysoká míra koordinačních schopností, proto je také jejich trénink zaměřen na zlepšení rovnováhy. Každý sport je jiný a vyžaduje různé úrovně senzomotorické zpětné vazby s cílem ochrany před zraněním. Podle některých autorů mají basketbalisté horší výsledky než jiní sportovci. Bressel, Yonker, Kras a Heath (2007) srovnávali statickou a dynamickou rovnováhu mezi gymnastkami, fotbalistkami a basketbalistkami v adolescentním věku. Gymnastky a fotbalistky se příliš nelišily, zatímco basketbalistky měly nižší statickou rovnováhu v porovnání s gymnastkami a nižší dynamickou rovnováhu v porovnání s fotbalistkami. U gymnastek lze dobrou rovnováhu předpokládat, vzhledem k tomu, že prvky které byly součástí testování (podle Balance Error Scoring System - BESS) praktikují i ve svém tréninku a jsou zvyklé zaměřovat svou pozornost na drobné změny v postavení kloubů. Na druhou stranu basketbalisté nejsou zvyklí stát na jedné noze, tudíž jejich statická rovnováha může být méně rozvinutá. Zajímavější je srovnání dynamické rovnováhy basketbalistů a fotbalistů. Můžeme předpokládat, že fotbalisté jsou při hře s míčem

více na jedné dolní končetině, a proto může být jejich stabilita lepší, jelikož basketbalisti nemusejí preferovat jednu dolní končetinu při běhu, jelikož míč drží v rukou. Nadřadou stranu více skáčou, což je také rovnovážný prvek (Bressel, Yonker, Kras & Heath, 2007; Kachanathu, Dhamija & Malhotra, 2013). Tyto výsledky nahrávají autorům Cook, Burton a Hoogenboom (2006) kteří ve svém „functional movement screen“ uvádějí rovněž horší výsledky u basketbalistů oproti fotbalistům (viz.výše).

Při jiných výzkumech na stabilometrických plošinách bylo popsáno, že rovnováha mladých japonských fotbalistů, stojící na jedné dolní končetině byla lepší než v případě basketbalových hráčů podobného věku (Matsuda, Deura & Uchiyama, 2008; Struzik et al., 2015). Lze tedy tvrdit, že rovnováha se promítá do celkové výkonnosti, kterou zvyšuje, a proto je u basketbalistů vhodné tyto dovednosti podporovat řádným balančním tréninkem.

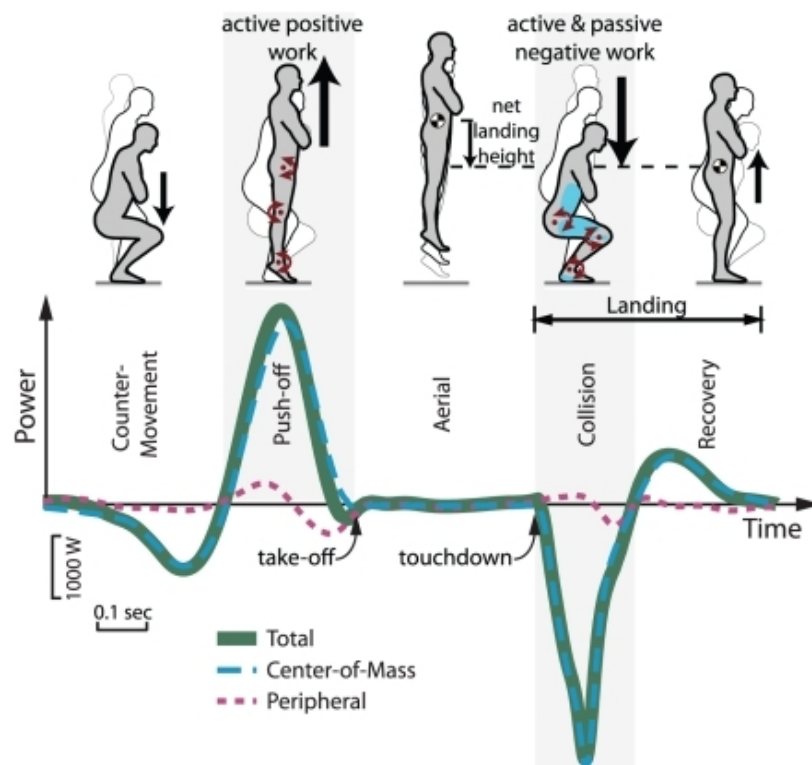
2.4 Vertikální skok

Vertikální skok se často využívá pro testování výbušné síly a je vhodný pro sporty, kde se vyskytuje tento vertikální pohyb, např. basketbal, volejbal, házená aj. Výskok lze provádět různými způsoby. Rozlišujeme tzv. squat jump (SJ), kdy výchozí poloha je ve flexi kolenních kloubů 90°, v této poloze proband staticky setrvává a následně se odrazí. Druhým provedením je tzv. countermovement jump (CMJ), který neobsahuje statickou pauzu a výchozí poloha začíná již ve stoji (Grasgruber & Cacek, 2008). Statická pauza při testu squat jump umožňuje eliminovat vliv elastické energie ze svalů a šlach a tlumí reflexní mechanismy, které zvyšují aktivaci svalů (Čoh, Živkovič & Žvan, 2016).

Před každým výskokem dochází ke snížení těžiště a zvyšují se tak rozsahy v jednotlivých kloubech. Hlezenní klouby se dostávají do větší dorzální flexe, kolenní a kyčelní klouby do flexe a zapojují se také ramenní klouby, které jdou do větší či menší extenze. V této před-odrazové fázi se tělo připravuje na akceleraci vertikálním směrem, kdy se následně mění polohy ve výše zmíněných kloubech a dochází ke střídání koncentrické a excentrické svalové kontrakce (Obrázek 5.), (Bartlett, 2007; McGinnis, 1999).

2.4.1 Jednotlivé fáze výskoku

V přípravné fázi se zapojuje hlavně m. gastrocnemius a m. tibialis anterior, které pomáhají dolní končetině odlepit se od podložky, ale svou roli zde mají také m. iliopsoas, m. rectus femoris a krátká hlava m. biceps femoris. Svaly v okolí kyčelního kloubu jsou při správné stabilizaci aktivní v průběhu celého pohybu. (Nagano, Komura, Fukashiro & Himeno, 2005). Po této fázi následuje silná kontrakce lýtkových svalů, které dominují ve fázi odrazové a ve fázi letu by měla být aktivita svalů minimální (Goodwin et al., 1999). Extenzi dolní končetiny mají na starost zejména gluteální svaly a hamstringy, které zároveň brzdí pohyb bérce vpřed. V opačném případě při dopadu je zapotřebí excentrická kontrakce extenzorů kolenního kloubu, tak aby tělo bylo schopno absorbovat dopad (Spägle, Kistner & Gollhofer, 1999).



Obrázek 5. Znázornění jednotlivých fází při výskoku (Zelik & Kuo, 2012).

2.4.2 Aktivace svalů při výskoku

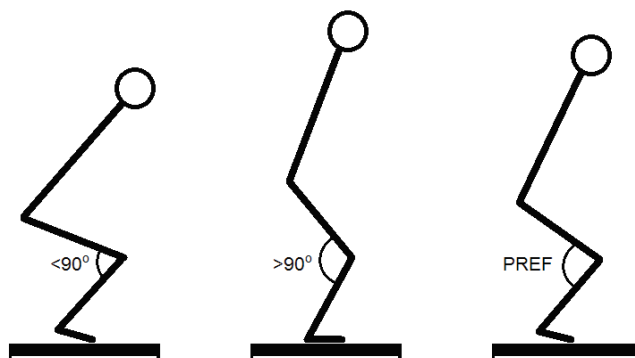
Výskok představuje koordinaci jednotlivých segmentů těla. Aktivované svaly na dolní končetině jsou při výskoku především extenzory kyčelního kloubu (hýžďové svalstvo, hamstringy), dále extenzory kolenního kloubu (m. quadriceps femoris) a plantární flexory (m. gastrocnemius, m. soleus), (Bartlett, 2007).

Studie zabývající se vertikálním výskokem nejčastěji hodnotí poměr zapojení flexorů a extenzorů kolenních kloubů, případně jejich timing. Autoři Čoh, Živkovič a Žvan (2016) hodnotili dynamické a kinematické parametry jednotlivých skoků (squat jump, countermovement jump, drop jump) a také aktivaci svalů dolní končetiny pomocí elektromyografické analýzy. Skoky byly měřeny třikrát za sebou, hodnocenými svaly byly m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. tibialis, m. biceps femoris, m. gastrocnemius medialis a m. erector spinae. Při testu squat jump autoři měřili koncentrickou složku rychlosti, spolu se silovými deskami Kistler typu 9286A.

Pomocí elektromyografického záznamu bylo zjištěno, že počáteční vzletová fáze squat jump je zahájena erectory trupu a m. gluteus maximus, následují m. vastus lateralis a medialis a končí m. gastrocnemius medialis. Nejvyšší peak byl zaznamenán u svalu m. gluteus maximus a m. gastrocnemius medialis. Autoři tento timing popisují jako proximodistální princip aktivace. V porovnání se skokem countermovement, který začíná excentrickou fází bez statické pauzy, je ve výsledku až o 9% vyšší než squat jump. V excentrické fázi byla shodná prvotní aktivace erektorů trupu a m. gluteus maximus, zatímco v koncentrické fázi se aktivoval m. biceps femoris, m. vastus medialis a lateralis a m. gastrocnemius (Čoh, Živkovič, & Žvan, 2016).

Předchozí studie (Davies et al., 1972; Nindl et al.; 1995, Van Praagh, Fellmann, Bedu, Falgairette, & Coudert, 1990) prokázaly, že rozměry svalů u dětí a adolescentů vysvětlují věkové i pohlavní rozdíly v rámci svalové síly (peak power). Výsledky u starších věkových skupin mohou být ovlivněny také kvalitativními faktory, jako jsou hormonální a neuromuskulární faktory a celkově lepší motorická koordinace (Van Praagh & Doré, 2002, Doré, Bedu & Van Praagh, 2008).

Změny v aktivaci dle elektromyografie (EMG) jsou podle autorů závislé také na hloubce dřepu (squat). Bobber, Casius, Sijpkens a Jaspers (2008) nepopsali žádné změny aktivace svalů na EMG ve spojitosti s odlišnou flexí dolních končetin při vertikálním skoku (Obrázek 6.), zatímco Salles, Baltzopoulos a Rittweger (2011) našli odlišnosti v zapojení svalů při různých výchozích polohách flektovaných končetin.

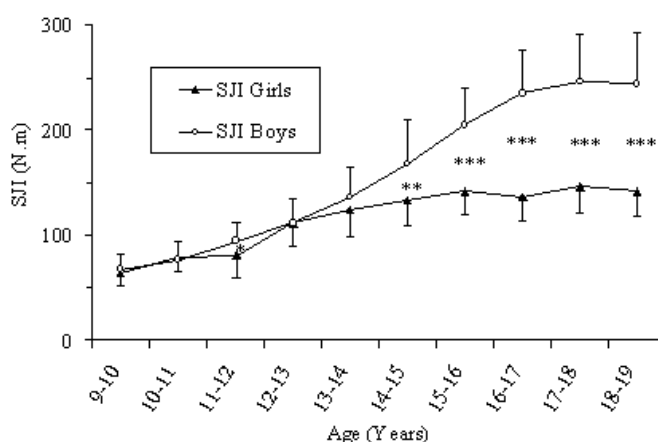


Obrázek 6. Skoky prováděné ze třech různých úrovní flexe kolenních kloubů. A) výchozí flexe méně než 90°. B) výchozí flexe větší jak 90°. C) preferovaná flexe (Bobber, Casius, Sijpkens & Jaspers, 2008).

Autoři popisují větší aktivaci svalů gastrocnemius, vastus lateralis a gluteus maximus při poloze 90° flexe kolenních kloubů v porovnání s nižším podřepem a to v úhlech 50° a 70° flexe. Předmětem diskuze jsou v literatuře dvoukloubové svaly (m. rectus femoris a m. biceps femoris), které mají rovněž dvojí roli a při vertikálním skoku se nemusí markantně změnit jejich délka a tudíž se nemusí změnit ani EMG aktivita (Gheller, Pupo, de Lima, de Moura & dos Santos, 2014).

Gheller et al. (2014) se shodují se Salles et al. (2013), že nejlepší výsledky co do výšky jsou z iniciální polohy, kde jsou maximálně flektovány kolenní klouby. Při analýze EMG Gheller et al. (2014) také zjistili, že vastus lateralis má zvýšenou aktivaci při skoku s výchozí polohou kolenních kloubů větší jak 90°, což si vysvětlují jako zvýšenou aktivaci elastických elementů. Podle autorů Herzog a ter Keurs (1988) se totiž v dynamických prvcích neúčastní pouze kontraktilní části svalu, ale také elastické části (elastic elements in parallel). Pokud je v délce svalu větší zastoupení těchto prvků, způsobí snížení počtu zapojení sarkomer a tedy i nižší aktivitu EMG.

Studie Doré, Bedu a Van Praagh (2008) se shoduje s předchozími studiemi (Klausen et al., 1989; Jaric et al., 2002), kteří popsali, že ve věku 10-13 let nejsou u dětí pohlavní rozdíly ve výkonnosti. Nárůst přichází u chlapců v rozmezí 13-15 let, zatímco u dívek je výkonnost stabilní během stejného věkového období (Obrázek 7.) Podle autorů Holm et al. (2008) se svalová síla vyvíjí od 7 do 11 let věku souměrně u obou pohlaví, ale po 11. roce se svalová síla vyvíjí ve prospěch chlapců.



Obrázek 7. Squat jump index (SJI) podle věkových skupin a pohlaví; (SJI = výška * body mass * gravitace), (Doré, Bedu, & Van Praagh, 2008).

2.5 Biomechanika a kinematika výskoku

Nejčastějším tématem pro studie, které se zabývají kinematikou pohybu, je problematika kolenních a kyčelních kloubů, ať už v sagitální či frontální rovině. Vliv svalové únavy dolních končetin na kinematiku doskoků a přistání většinou neposuzuje proximální segmenty, jako je pánev nebo trupové svalstvo. Poměrně nová studie autorů Lessi, dos Santos, Batista, de Oliveira a Serrão (2017) se zabývala právě vlivem únavy na postavení pánve a trupu, které se mění a následně rovněž působí větší zatížení na kolenní klouby. Mírná flexe trupu při přistání dolních končetin většinou více zapojuje čtyřhlavý sval a zvyšuje tím smykovou sílu a namáhání ACL. Strategie jak snížit namáhání ACL je podle autorů mírná flexe trupu, ale současně adekvátní zapojení hamstringů (Blackburn & Padua, 2009; Kulas, Hortobágyi & DeVita, 2012).

Hughes a Dally (2015) popisují, že v ideálním případě by kokontrakce flexorů a extenzorů kolenního kloubu měla být ve výsledku s nulovým smykovým zatížením na proximální konec tibie a tedy minimálním zatížením kolenních vazů. Vzhledem k tomu, že smyková síla quadricepsu bývá mnohdy větší než smyková síla hamstringů, výsledná síla může způsobit tibiální translační posun. Řada studií uvádí dominanci quadricepsu v rámci dynamické stability kolenního kloubu a ve srovnání obou pohlaví se ukazuje, že u žen je tato aktivace výraznější. Autoři Shin, Chaudhari a Andriacchi (2007) přitom popisují situaci při dopadu tak, že k anteriorní translaci tibie nemusí vůbec dojít, vzhledem k tomu, že v okamžiku přistání jsou generovány síly působící dorzálně proti anteriornímu posunu.

Genderový rozdíl je údajně i mezi tuhostí kolenních kloubů. Ženy mívají menší tuhost kolenních kloubů a rovněž vyšší vazivovou laxicitu než muži, proto svalová kokontraxe a správná aktivace hamstringů je tedy mnohem důležitější v rámci prevence poranění ACL především u ženského pohlaví (Fujii, Sato & Takahira, 2012; Hsu, Fisk, Yamamoto, Debski & Woo, 2006).

Pokud jsou gluteální svaly oslabené, můžeme vidět tzv. Trendelenburgův příznak, kdy pánev poklesá na kontralaterální straně. Nejčastějším kompenzačním manévrem bývá úklon trupu, který ovšem mění směr vektoru síly, který působí na kolenní kloub, a proto postavení pánve má v tomto ohledu také svůj význam (Powers, 2010).

Současné studie se zaměřují na analýzu v oblasti pánve a to především na funkci svalu gluteus medius. Ten se totiž snaží udržet kyčelní kloub v abdukčním postavení tak, aby omezil nadměrnou addukci, jelikož při přistání se více zvýrazňuje valgózní postavení kolenního kloubu. Při přistání by měl tedy při správné aktivaci excentricky brzdit pohyb do addukce (Hughes & Dally, 2015). Také dvoukloubový sval biceps femoris má svou roli a to při snižování vnitřní rotace kolenního kloubu při doskoku (Fujii et al., 2012).

2.6 Elektromyografie

Elektromyografie je metoda, která snímá a analyzuje elektrické signály ve svalových vláknech. Vizualizuje pohybovou strategii jedince a díky ní jsme schopni říci, jak sval pracuje v rámci své kontrakční aktivity i jak se zapojuje do svalových souher, vzhledem k tomu, že můžeme měřit více svalů současně. Touto metodou chceme sledovat nejčastěji timing svalů, míru svalové aktivity nebo míru svalové únavy (Krobot & Kolářová, 2011).

Signály lze snímat jehlovou či povrchovou technikou. Ve fyzioterapii využíváme častěji povrchovou aplikaci jakožto neinvazivní metodu. Jejím cílem může být přímé vyšetření svalové funkce, zhodnocení kvality dané terapie, posouzení timingu svalů, kompenzačních mechanismů ať už zdravé populace, sportovců nebo naopak patologických stavů (Krobot & Kolářová, 2011; Rodová, Mayer, & Janura, 2001).

2.6.1 Specifika měření

Při měření je potřeba určit výchozí polohu pacienta a nastavení segmentů, tak jako dohodnout jasné instrukce k vykonávanému pohybu. Tyto náležitosti by se měly striktně dodržovat při každém dalším opakování, na což by měla dohlížet nejlépe stále stejná osoba. Svalovou aktivitu hodnotíme nejčastěji bipolárně pomocí dvou elektrod (Dupalová & Zaatar, 2015; Krobot & Kolářová, 2011).

Umístění elektrod a jejich vzdálenost (IED – inter-electrode distance) by měla být ideálně 20mm od sebe. Referenční elektroda se umísťuje na místo elektricky neaktivní, což je např. kostěný výstupek. V případě, že se lepí elektrody na velmi malé svaly, vzdálenost by neměla být větší než jedna čtvrtina délky svalových vláken, na něž se lepí. Kůže by měla být předem očištěna (alkoholem nebo mýdlovou vodou) a zbavena ochlupení, aby se snížila impedance, protože kvalita měření se odvíjí od dobré fixace elektrod. Umístění elektrod by mělo být vždy na střed bříška svalu a ve směru svalových vláken, neboť zde dosáhneme nejvyšší amplitudy signálu. Při nesprávném umístění elektrod může dojít k mylné interpretaci záznamu díky aktivitě okolních svalů (cross talk), jelikož pohyb člověka nikdy nevykonává pouze jeden sval (de Luca, 1997; Dupalová & Zaatar, 2015; Krobot & Kolářová, 2011).

2.6.2 Fyziologie EMG signálu

Z fyziologického hlediska během aktivace svalu dochází v první řadě k šíření akčního potenciálu podél sarkolemy a T-tubulů, uvolnění Ca^{2+} ze sarkoplazmatického retikula a následuje interakce Ca^{2+} , troponinu a aktinu, která vytváří můstky tzv. crossbridges a konečné zalomení hlavičky myosinu umožňuje přenos síly na inzerci šlachy prostřednictvím série elastických prvků. První čtyři části tohoto procesu představují fyziologii z elektrochemického hlediska, zatímco poslední fáze je spíše mechanická záležitost (Rampichini, Limonta & Esposito, 2014).

Jelikož pohybová aktivita představuje variabilní zapojení motorických jednotek, žádný opakovaný pohyb není stejný co do zapojení motorických jednotek i do vlastností akčního potenciálu. Proto je nutné co nejvíce standardizovat podmínky pro provádění testů, ale i tak nelze tuto variabilitu zcela odstranit. Zejména při dynamickém testování může docházet k posunu elektrod na kůži, jelikož se mění objem svalů při izokinetickém pohybu a díky tomu se mění i napětí jednotlivých vrstev – kůže, podkoží, fascie, sval (Krobot & Kolářová, 2011; Türker & Sözen, 2013).

2.6.3 Hodnocení EMG signálu

Při zpracovávání EMG signálu, kdy analyzujeme amplitudu, využíváme frekvenční filtraci, která má vyloučit signál, jenž nemá spojitost s danou aktivací svalu. K tomuto účelu jest vymezená horní a spodní hranice (udáváno v Hz). Následně jsou data převedena z elektromyografické podoby do matematické k možnosti dalších výpočtů a vyhlazena pomocí algoritmů, jako je např. RMS (root mean square, druhá odmocnina střední hodnoty kvadrátu). Při hodnocení timingu svalů je nutné předem stanovit „aktivační hodnotu“, což je nárůst klidové hodnoty amplitudy o přesně definovanou velikost (Dupalová & Zaatar, 2015; Konrad, 2006).

2.6.4 EMG a únava

Proces svalové kontrakce v sobě zahrnuje elektromechanické zpoždění (EMD), které je definováno jako časový úsek, který trvá v době mezi nástupem elektrické aktivity svalu a jeho počátkem síly (nebo tlaku) při dané kontrakci (Cavanagh & Komi, 1979). Hodnoty EMD jsou různé a mohou se lišit v závislosti na typu svalových vláken a jejich uspořádání nebo schopnostech vedení akčního potenciálu. Toto zpoždění považujeme za fyziologické (Viitasalo & Komi, 1981).

Svalovou kontrakci nepochybně ovlivňuje svalová únava a rovněž má vliv na prodloužení EMD. Neuromuskulární únava se projevuje jako snížení schopnosti vyvinout patřičnou sílu (Conchola, Thompson, & Smith, 2013), ačkoli únava se na EMG projevuje snížením frekvenčního spektra a současně zvýšením amplitudy, což může být projevem kompenzace za účelem zachování síly (Krobot & Kolářová, 2011). Měření této únavy poskytuje významné informace o tom, jak fungují fyziologické mechanismy, například jaký efekt má vliv únavy na poškození svalů, svalovou tuhost, jak se parametry liší u obou pohlaví nebo věkových kategorií (Minshull, Gleeson, Walters-Edwards, Eston & Rees, 2007; Minshull, Eston, Bailey, Rees & Gleeson, 2012a). Nervosvalová únava je úzce spojená s nervosvalovou dysfunkcí, ať už v otázce akčního potenciálu, svalové membrány nebo excitace a následné kontrakce svalu (Conchola et al., 2013; Minshull et al., 2012a).

EMD nebo frekvenční analýza slouží jako nástroj, kterým lze hodnotit neuromuskulární funkce pohybového aparátu a je používán zejména při zkoumání svalové únavy. Řada studií zkoumala vliv únavy indukované EMD převážně na extenzory dolních končetin, zatímco studií, které zkoumají vliv na flexory, je méně. Vzhledem ke kolennímu kloubu hrají flexory významnou roli, jelikož narušená kontrakce flexorů může být významná pro riziko poranění, pokud svaly nejsou schopny adekvátně stabilizovat kolenní kloub, zejména ve fázi mechanického namáhání. Autoři se také domnívají, že zvýšené EMD může snižovat propriocepci, což má vliv na schopnost svalu vygenerovat sílu (Conchola et al., 2013). Z fyziologického hlediska jsou flexory menší v porovnání s extenzory, a mohou mít i vyšší podíl svalových vláken typu II. a také rozdílnost v architektuře vláken, oproti extenzorům (Chen, Lin, Chen, Lin & Nosaka, 2011; Jamurtas et al., 2005).

Minshull et al. (2007) popisuje, že mechanické, cyklicky se opakující zatížení svalu může mít za následek prodlužování pojivové tkáně díky jejím viskoelastickým vlastnostem. Viskoelastické vlastnosti svalu mají svůj význam při rychlosti přenosu síly na kost (Krobot & Kolářová, 2011). Stejně tak mechanické zatížení opakovanými kontrakcemi vede ke změnám ve vlastnostech šlach a následně možnost přetvoření šlachy, což může potenciálně ovlivnit odezvu EMD. Můžeme tedy říci, že množství laxicity v rámci svalově šlachové jednotky také ovlivňuje hodnoty EMD (Conchola et al., 2013; Maganaris, 2002).

3 Praktická část

3.1 Cíle a hypotézy:

3.1.1 Hlavní cíl:

Cílem práce je hodnocení aktivace vybraných svalů během testu squat jump pomocí elektromyografického vyšetření u basketbalistů za současné synchronizace se silovou plošinou PS-2142 (Pasco, Roseville, USA).

3.1.2 Dílčí cíl:

Hodnocení svalové aktivace podle ukazatele mean frekvence, doba (čas, za který je dosaženo maximálních hodnot) a nejvyšší peak (maximální hodnota) u jednotlivých svalů před sezónou a v průběhu sezóny.

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

3.1.3 Hypotézy:

H01: Není rozdíl v aktivitě svalů před a v průběhu sezony mezi probandy kategorie U15.

H02: Není rozdíl v aktivitě svalů před a v průběhu sezony mezi probandy kategorie U13.

H03: Není rozdíl v aktivitě svalů mezi chlapci U13 a U15.

H04: Není rozdíl v aktivitě svalů mezi chlapci U13 a dívkami U13.

4 Metodika

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Testovaný soubor tvořili basketbalisti a basketbalistky z Olomouce a Prostějova hrajících v žákovské kategorii. Probandi jsou ve věku 13–15 let. Výzkum byl schválen etickou komisí FTK UP jako součást projektu GAČR 16-13750S, jehož hlavním řešitelem je Doc. PaedDr. Michal Lehnert Dr. s názvem „Kumulativní efekt únavy na neuromuskulární řízení kolene a riziko zranění u mladých sportovců během růstu a zrání.“ Výzkum byl schválen dne 19. 3. 2015 Etickou komisí FTK UP v Olomouci (Příloha 1).

Před zahájením výzkumu byli všichni probandi seznámeni s průběhem a obsahem celého projektu. Všichni zúčastnění probandi poskytli informovaný souhlas podepsaný jejich zákonnými zástupci (Příloha 2).

Bez ohledu na předchozí zranění byli do výzkumného souboru zařazeni všichni probandi, kteří neudávali akutní bolest, která by mohla ovlivnit měření výskoku. Hlavním kritériem byla věková hranice, která byla stanovena na 13-15let. U probandů byla definována preferenční dolní končetina, která byla zjištěna pomocí výstupu na stupínek. Probandi vyplňovali také Borgovu škálu vnímaného úsilí nebo Vizuální analogovou škálu bolesti, avšak tato data nejsou součástí této práce a budou použita k hodnocení v jiných pracích.

pohlaví	Věk 15	Věk 13	Součet
Dívky	1	6	7
Chlapci	21	20	41
Součet	22	26	48

Tabulka 1. Přehled výzkumného souboru.

4.2 Příprava před měřením

4.2.1 Umístění elektrod

Svalová aktivita během testu squat jump byla snímána pomocí EMG na dominantní dolní končetině u těchto svalů: m. gastrocnemius medialis, (GM), biceps femoris (BF), m. semitendinosus (ST). Preferenční dolní končetina byla očištěna vodou a vysušena do sucha. Následně byly nalepeny elektrody vždy bilaterálně na měřené svaly na oblast svalového břicha ve vzdálenosti 1 cm a současně byla nalepena referenční elektroda na oblast tuberositas tibiae (Konrad, 2006). U silové plošiny PS-2142 (Pasco, Roseville, USA) proběhla kalibrace a poté byla propojena spolu s přístrojem EMG.

4.2.2 Technické parametry měření

Pro měření byl použit osmi-kanálový EMG systém NORAXON MyoSystem 1400A za současné synchronizace se silovou plošinou PS-2142 (Pasco, Roseville, USA) o rozměrech 40x60 centimetrů. Povrchový signál EMG byl zpracován v programu MyoResearch XP Master Version 1.03.05. Ke snímání signálu byly použity jednorázové samolepící povrchové elektrody firmy Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem, o průměru 24 mm. Odpor poly-EMG přístroje byl $> 10 \text{ M}\Omega$.

4.3 Měření

Měření probíhalo v budovách FTK UP nebo ve sportovních halách UP na elektromyografickém přístroji za současné synchronizace se silovou plošinou, na které byl skok prováděn. Data pro hodnocení v této práci byla použita za období září 2016 – únor 2017. Před samotným měřením se proband převlékl do sportovního oblečení a podstoupil krátkou dynamickou rozvičku. Poté mu byly nalepeny elektrody pro snímání EMG a proběhla familiarizace daného testu. Proband si nanečisto vyzkoušel daný výskok s přesnými slovními instrukcemi a současně bylo zkontrolováno upevnění elektrod, charakter EMG signálu a jeho funkčnost.

Vlastní měření probíhalo vždy z výchozí pozice flexe 90° v kolenních kloubech s patami na plošině a pažemi na bocích. Test se prováděl ve sportovní obuvi. Po krátké pauze byl proband vyzván k maximálnímu výskoku s nataženými DKK a pažemi stále na bocích, po které opět doskočí na plošinu. Důraz byl kladen

především na výchozí polohu, ze které mělo dojít k pohybu pouze vertikálně vzhůru, nikoli zapružením DKK pod nastavenou výchozí polohu. Výskok se opakoval třikrát za sebou, první pokus byl označen jako zkušební, k analýze dat byl použit pokus druhý. Po ukončení testu byli probandi odpojeni od přístroje a požádáni o samostatné sundání použitých elektrod.

V rámci celého projektu hráči absolvovali další testy, které již nejsou součástí této práce. Jednalo se o hodnocení 20 submaximálních vertikálních skoků, 5 maximálních vertikálních skoků, test single leg counter movement jump (CMJ), který vyhodnocoval 2D biomechanickou analýzu doskokových mechanismů pomocí dvou kamer Quintic GigE (Quintic Consultancy Ltd, Sutton Coldfield, UK) z pozice frontální a sagitální.

4.4 Metodika vyhodnocování výsledků

4.4.1 Analýza poly-EMG záznamu

Analýza elektromyografického záznamu byla v rámci jednotlivých svalů rozdělena na klidovou fázi a fázi svalové aktivity. Z daného úseku byly vypočítány hodnoty pro mean frekvenci, dobu (čas, za který je dosaženo maximálních hodnot) a nejvyšší peak (maximální hodnota) u jednotlivých svalů. Pro analýzu dat byl použit záznam druhého pokusu. Pokud se pokus nevydařil, hodnotil se pokus třetí. Surový EMG signál byl upraven plnou rektifikací (full wave rectification) a vyhlazením signálu (smoothing).

4.4.2 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl využit software Statistika (verze 12, StatSoft, Inc., Tulsa, USA). Byly vypočítány základní statistické veličiny (aritmetický průměr, medián, minimální a maximální hodnota, směrodatná odchylka). Pro porovnání mezi skupinami (věk a pohlaví) byl použit Mann-Whitney test. Pro hodnocení měření před a během sezóny byl použit Wilcoxonův test. Stanovení významnosti rozdílů bylo posuzováno na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

5 Výsledky

5.1 Hypotéza H01

H01: Není rozdíl v aktivitě svalů před a v průběhu sezóny mezi probandy kategorie U15.

Tabulka 2. *Wilcoxonův párový test pro věkovou kategorii 15let.*

	Věk	Počet	T	Z	p-hodn.
MAX MG1 & MAX MG2	15	18	28,00000	2,504145	0,012275
MAX BF1 & MAX BF2	15	18	25,00000	2,634797	0,008419
MAX ST1 & MAX ST2	15	18	28,00000	2,504145	0,012275
DOBA MG1 & DOBA MG2	15	18	75,00000	0,457279	0,647471
DOBA BF1 & DOBA BF2	15	18	63,50000	0,958108	0,338009
DOBA ST1 & DOBA ST2	15	18	55,00000	1,328286	0,184085
FR MG1 & FR MG2	15	18	9,000000	3,331602	0,000864
FR BF1 & FR BF2	15	18	50,00000	1,546038	0,122096
FR ST1 & FR ST2	15	18	69,00000	0,718581	0,472400

Legenda: označení 1 = měření probíhalo na začátku sezóny; označení 2 = měření probíhalo v průběhu sezóny; MG = m.gastrocnemius medialis; BF = m. biceps femoris; ST = m. semitendinosus; MAX = maximální hodnota - peak; DOBA = čas od první aktivity svalů po dosažení maximálních hodnot; FR = frekvenční analýza, podíl maximálních/klidových hodnot; p = hladina statistické významnosti <0,05.

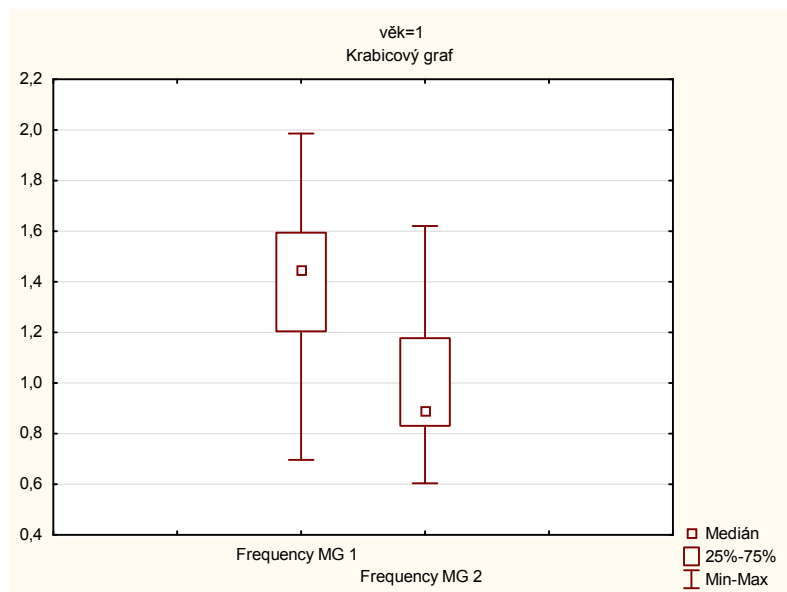
U **maximálních hodnot m. gastrocnemius medialis** byly *statisticky významné rozdíly* mezi probandy kategorie U15 během prvního a druhého měření. Průměrné hodnoty v prvním měření byly 5,853364; průměrné hodnoty u druhého měření byly 7,436111. U **maximálních hodnot m. biceps femoris** byly *statisticky významné rozdíly* mezi probandy kategorie U15 během prvního a druhého měření. Průměrné hodnoty v prvním měření byly 5,759864; průměrné hodnoty u druhého měření byly 7,446111. U **maximálních hodnot m. semitendinosus** byly *statisticky významné rozdíly* mezi probandy kategorie U15 během prvního a druhého měření. Průměrné hodnoty v prvním měření byly 5,774000, průměrné hodnoty u druhého měření byly 7,415389.

Ke zvýšení maximálních hodnot došlo u všech měřených svalů a na základě toho se domníváme, že tento vzrůst hodnot se může odrážet do výkonnosti probandů, a při srovnání na začátku a v průběhu sezóny lze očekávat lepší výkony v polovině sezóny.

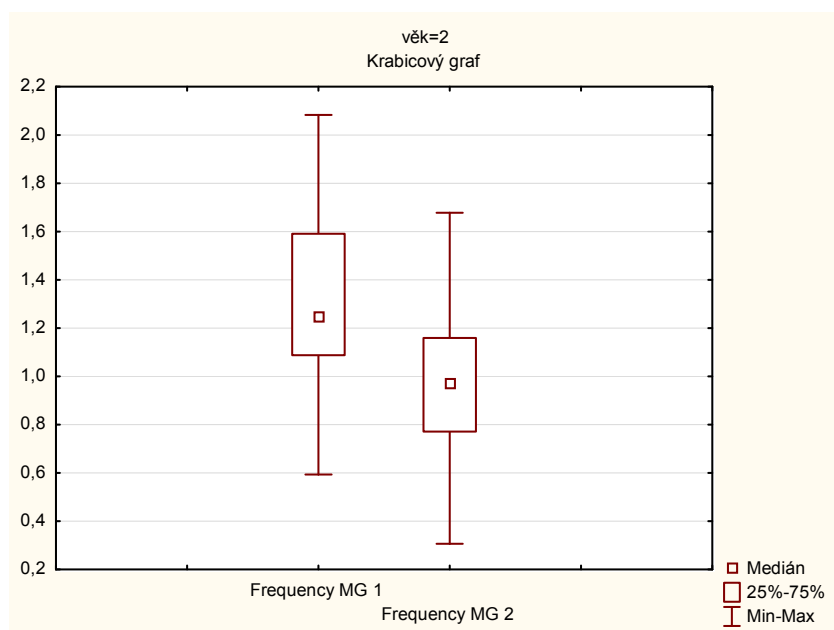
Při **frekvenční analýze m. gastrocnemius medialis** došlo ke *statisticky významným rozdílům* mezi probandy kategorie U15 během prvního a druhého měření. Průměrné hodnoty v prvním měření byly 1,374047; průměrné hodnoty u druhého měření byly 0,984045.

Na základě toho se domníváme, že snížení těchto hodnot může být projevem únavy v průběhu sezóny. Jelikož se tyto hodnoty projeví pouze u svalu m. gastrocnemius medialis, je otázkou, zda to může mít vliv na případné zranění v průběhu sezóny.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H01 zamítnuta.



Graf 1. Krabicový graf zobrazující statisticky zpracované hodnoty frekvenční analýzy pro *m. gastrocnemius medialis* kategorie U15 při prvním a druhém měření.



Graf 2. Krabicový graf zobrazující statisticky zpracované hodnoty frekvenční analýzy pro *m. gastrocnemius medialis* kategorie U13 při prvním a druhém měření.

5.2 Hypotéza H02

H02: Není rozdíl v aktivitě svalů před a v průběhu sezóny mezi probandy kategorie U13.

Tabulka 3. *Wilcoxonův párový test pro věkovou kategorii 13let:*

	Věk	Počet	T	Z	p-hodn.
MAX MG 1 & MAX MG 2	13	23	49,00000	2,706931	0,006791
MAX BF 1 & MAX BF 2	13	23	47,00000	2,767761	0,005645
MAX ST 1 & MAX ST 2	13	23	45,00000	2,828591	0,004676
DOBA MG 1 & DOBA MG 2	13	23	134,0000	0,121660	0,903169
DOBA BF 1 & DOBA BF 2	13	23	69,00000	2,098632	0,035850
DOBA ST 1 & DOBA ST 2	13	23	119,0000	0,577884	0,563343
FR MG 1 & FR MG 2	13	23	23,00000	3,497720	0,000469
FR BF 1 & FR BF 2	13	23	132,0000	0,182490	0,855199
FR ST 1 & FR BF 2	13	23	110,0000	0,851619	0,394426

Legenda: označení 1 = měření probíhalo na začátku sezóny; označení 2 = měření probíhalo v průběhu sezóny; MG = m.gastrocnemius medialis; BF = m. biceps femoris; ST = m. semitendinosus; MAX = maximální hodnota - peak; DOBA = čas od první aktivity svalu po dosažení maximálních hodnot; FR = frekvenční analýza, podíl maximálních/klidových hodnot; p = hladina statistické významnosti <0,05.

U **maximálních hodnot m. gastrocnemius medialis** byly *statisticky významné rozdíly* mezi probandy kategorie U13 během prvního a druhého měření. Průměrné hodnoty v prvním měření byly 6,158077; průměrné hodnoty u druhého měření byly 8,045217. U **maximálních hodnot m. biceps femoris** byly *statisticky významné rozdíly* mezi probandy kategorie U13 během prvního a druhého měření. Průměrné hodnoty v prvním měření byly 6,142115; průměrné hodnoty u druhého měření byly 8,131870. U **maximálních hodnot m. semitendinosus** byly *statisticky významné rozdíly* mezi probandy kategorie U13 během prvního a druhého měření. Průměrné hodnoty v prvním měření byly 6,181846, průměrné hodnoty u druhého měření byly 8,106478.

Ke zvýšení maximálních hodnot došlo u všech měřených svalů a na základě toho se domníváme, že tento vzrůst hodnot se může odrážet do výkonnosti probandů, a při srovnání na začátku a v průběhu sezóny lze očekávat lepší výkony v polovině sezóny.

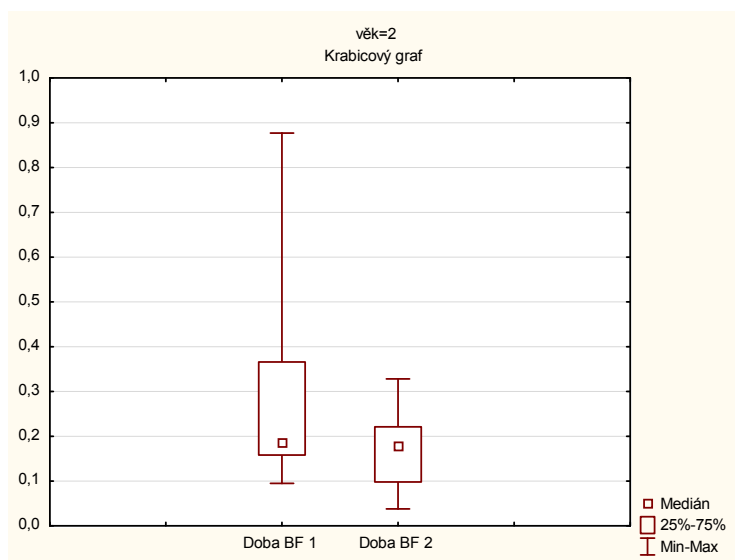
Při vyhodnocování **doby m. biceps femoris** byly *statisticky významné rozdíly* mezi probandy kategorie U13 během prvního a druhého měření. Průměrné hodnoty v prvním měření byly 0,267615, průměrné hodnoty v druhém měření byly 0,177522.

Vzhledem ke zkrácení doby pro dosažení maximálních hodnot se můžeme domnívat, že kratší doba může představovat lepší výkon, který může být spojen s větší výbušnou silou dolních končetin. Tyto úvahy však musí být ještě dále zpracovány v nadcházejících pracích.

Při **frekvenční analýze m. gastrocnemius medialis** došlo ke *statisticky významným rozdílům* mezi probandy kategorie U13 během prvního a druhého měření. Průměrné hodnoty v prvním měření byly 1,304961; průměrné hodnoty u druhého měření byly 0,972741.

Na základě toho se domníváme, že snížení těchto hodnot může být projevem únavy v průběhu sezony. Jelikož se tyto hodnoty projeví pouze u m. gastrocnemius medialis, je otázkou, zda to může mít vliv na případné zranění v průběhu sezóny.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H02 zamítnuta.



Graf 3. Krabicový graf zobrazující statisticky zpracované hodnoty doby (čas, za kterého je dosaženo maximálních hodnot) pro m. biceps femoris kategorie U13 při prvním a druhém měření.

5.3 Hypotéza H03

H03: Není rozdíl v aktivitě svalů mezi chlapci U13 a U15.

Tabulka 4. *Mann-Whitneyův U test pro hodnocení obou věkových kategorií podle pohlaví.*

	p-hodn.
MAX MG 1	0,764221
MAX BF 1	0,566100
MAX ST 1	0,489457
DOBA MG 1	0,574959
DOBA BF 1	0,065948
DOBA ST 1	0,648077
FR MG 1	0,123844
FR BF 1	0,666939
FR ST 1	0,695627

	p-hodn.
MAX MG 2	0,419791
MAX BF 2	0,248170
MAX ST 2	0,384267
DOBA MG 2	0,419791
DOBA BF 2	0,727822
DOBA ST 2	0,163894
FR MG 2	0,401794
FR BF 2	0,837064
FR ST 2	0,537266

Legenda: označení 1 = měření probíhalo na začátku sezóny; označení 2 = měření probíhalo v průběhu sezóny; MG = m.gastrocnemius medialis; BF = m. biceps femoris; ST = m. semitendinosus; MAX = maximální hodnota - peak; DOBA = čas od první aktivity svalu po dosažení maximálních hodnot; FR = frekvenční analýza, podíl maximálních/klidových hodnot; p = hladina statistické významnosti <0,05.

V rámci prvního měření nedošlo u žádného měřeného parametru ke statisticky významným změnám u žádné z kategorií a taktéž u druhého měření během sezóny nedošlo u žádného měřeného parametru ke statisticky významným změnám.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H03 potvrzena.

5.4 Hypotéza H04

H04: Není rozdíl v aktivitě svalů mezi chlapci U13 a dívkami U13.

Tabulka 5. *Mann-Whitneyův U test pro obě pohlaví podle věkové kategorie U13.*

	p-hodn.
MAX MG 1	0,604952
MAX BF 1	0,583883
MAX ST 1	0,583883
DOBA MG 1	0,563162
DOBA BF 1	0,855132
DOBA ST 1	0,542803
FR MG 1	0,670103
FR BF 1	0,026330
FR ST 1	0,670103

	p-hodn.
MAX MG 2	0,156725
MAX BF 2	0,156725
MAX ST 2	0,205119
DOBA MG 2	0,332564
DOBA BF 2	1,000000
DOBA ST 2	0,332564
FR MG 2	0,233039
FR BF 2	0,179713
FR ST 2	0,765595

Legenda: označení 1 = měření probíhalo na začátku sezony; označení 2 = měření probíhalo v průběhu sezony; MG = m.gastrocnemius medialis; BF = m. biceps femoris; ST = m. semitendinosus; MAX = maximální hodnota - peak; DOBA = čas od první aktivity svalu po dosažení maximálních hodnot; FR = frekvenční analýza, podíl maximálních/klidových hodnot; p = hladina statistické významnosti <0,05.

V rámci prvního měření došlo u hodnocení **frekvenční analýzy pro m. biceps femoris** ke *statisticky významným rozdílům*, kdy průměrné hodnoty v prvním měření u chlapců byly 1,047518 a u dívek 0,852793. V rámci druhého měření během sezóny již nedošlo u žádného měřeného parametru ke statisticky významným změnám. Z průměrových hodnot můžeme odhadovat, že únava se více projevila u dívek v porovnání s chlapci.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H04 zamítnuta.

6 Diskuze

Tato studie se věnuje hodnocení svalové aktivace u basketbalistů věkové kategorie 13 a 15 let. Největší zájem o tento sport bývá u mládeže po desátém roku věku před fází puberty. V tomto období se naneštěstí stávají mladí basketbalisté pomalejší a méně koordinovaní díky akceleraci motorického vývoje (Daskalovski, Naumovski, Kocic & Andonovski, 2016). Rovnováha znamená především dobrou práci s těžištěm a je ovlivněna aferentními smyslovými informacemi, a to zrakovými, vestibulárními a somatosenzorickými. U sportovců by měla být kvalitní zejména somatosenzorická složka reprezentována propriocepcí. Ta zprostředkovává informaci o poloze a pohybu těla ve statické i dynamické fázi, a je schopna pružně reagovat pomocí zpětné vazby na jakékoli změny. Sval, který se podílí na posturální kontrole je uváděn m. triceps surae, který je aktivován při každém vertikálním skoku a jeho posílení v basketalu podporuje stabilitu hlezenního kloubu (Boccolini, Brazziti, Bonfanti, & Alberti, 2013; Notarnicola et al., 2015).

Studie zabývající se vertikálním výskokem nejčastěji hodnotí poměr zapojení flexorů a extenzorů kolenních kloubů, případně jejich timing. Autoři Čoh, Živkovič a Žvan (2016) hodnotili dynamické a kinematické parametry daného skoku a pomocí elektromyografického záznamu bylo zjištěno, že počáteční vzletová fáze squat jump je zahájena erectory trupu a m.gluteus maximus, následovaly m. vastus lateralis a medialis a končí m.gastrocnemius medialis. V mé práci nebyly měřeny všechny tyto svaly, tudíž tento timing nemohu srovnávat. Nejvyšší peak zaznamenali autoři u svalu m.gluteus maximus a m.gastrocnemius medialis a popsali tento timing jako proximodistální princip aktivace (Čoh, Živkovič, & Žvan, 2016).

Pomocí skokových testů jako např. squat jump je velmi často hodnocena výbušná síla dolních končetin a zároveň je součástí tréninkových jednotek téměř každého sportovce. Výsledky měření u jednotlivých typů skoků podávají informace o stavu i funkci neuromuskulárního řízení pohybového aparátu a na základě toho lze postavit tréninkový program a optimalizovat výkon sportovce (Čoh, Živkovič, & Žvan, 2016).

Ve své práci jsem nehodnotila výbušnou sílu, ale byla hodnocena elektromyografická aktivita svalů m. biceps femoris, m. semitendinosus

a m. gastrocnemius při testu squat jump, přičemž nás zajímaly parametry maximálního peaku, doby za kterou bylo dosaženo z klidové hodnoty tohoto maxima a frekvenční analýza (mean frekvence), která byla ukazatelem pro hodnocení svalové únavy. Zároveň byly srovnávány dvě věkové kategorie 13 a 15 let a také odlišnosti mezi chlapci a dívkami.

Při hodnocení kategorie chlapci U15 došlo při prvním i druhém měření (na začátku a v průběhu sezóny) k nárůstu hodnot nejvyššího peaku (maximálních hodnot). Z toho usuzujeme, že výkonnost od počátku sezóny roste minimálně do poloviny a můžeme očekávat, že v polovině sezóny budou probandi vykazovat lepší výsledky než na začátku. Otázkou je, zda se tyto hodnoty budou nadále zvyšovat nebo na konci sezóny dojde opět ke snížení vlivem nahromadění únavy. Mangine et al. (2014) popisuje, že poranění je často spojeno s oslabením pohybového aparátu již na začátku sezóny. Znamky únavy se během prvního a druhého měření v našem výzkumu promítly v kategorii chlapců U15 pouze u m. gastrocnemius medialis, což pro nás může být zajímavým ukazatelem v oblasti zranění. Vzhledem k tomu, že mechanická energie se z hlezenního kloubu přenáší přes m. gastrocnemius na kolenní kloub a odtud pomocí m. rectus femoris na kyčelní kloub, přičemž autoři Čoh, Živkovič a Žvan (2016) uvádějí m. gastrocnemius medialis jako jeden z nejvýznamnějších svalů, který se podílí na výrobě mechanické energie v kinetickém řetězci celé dolní končetiny, se lze domnívat, že při únavě tohoto svalu může být riziko zranění jak v oblasti hlezenního kloubu, tak i ve vyšších segmentech.

Při měření kategorie chlapců U13 jsme došli k obdobným výsledkům, jako u starší kategorie alespoň co se týče nárůstu maximálních hodnot pro všechny měřené svaly a také snížení hodnot mean frekvence u m. gastrocnemius medialis. Je potřeba upozornit, že u mladší kategorie byli hodnoceni chlapci a dívky dohromady, zatímco u starší kategorie byli z větší části zastoupeni chlapci, jelikož v této věkové kategorii byla pouze jedna probandka. U mladší kategorie se vyskytly statisticky významné rozdíly také u parametru doby, za kterou dosáhli probandi maximálních hodnot a to konkrétně u m. biceps femoris. Můžeme se domnívat, že kratší doba má souvislost s výbušnou silou nebo akcelerací pohybu, která se rozvíjí po 13. roku věku (Daskalovski, Naumovski, Kocic & Andonovski, 2016) a může tím rovněž ovlivnit

výkony mladší kategorie. U věkové kategorie 10-13let nepopisují autoři Doré, Bedu a Van Praagh (2008) výkonnostní rozdíly mezi chlapci a dívkami. Ovšem ve věkové kategorii 13-15let jsou rozdíly zaznamenány u chlapců, kteří vykazují během tohoto časového období lepší výkonnostní výsledky. Věková kategorie U15 by měla mít tedy větší výkonnost ve srovnání s kategorií U13 a zároveň všichni chlapci by měli mít lepší výkonnost než dívky. U dívek tento progres popsán není, a uvádí se, že jejich výkon je stabilní během stejného věkového období (13-15let) v porovnání s chlapci. S touto myšlenkou je spojen také rozvoj svalové síly, který je po 11. roku ve prospěch chlapců dle Holm et al. (2008). Tyto úvahy budou dále rozpracovány v našich navazujících výzkumech v rámci tříletého projektu, které budou hodnotit také svalovou sílu, výšku skoku, vliv únavy v rámci krátkodobého týdenního měření, parametry elektromechanického zpoždění aj.

V poslední hypotéze tohoto výzkumu jsme srovnávali chlapce a děvčata jedné věkové kategorie (U13) a vyhodnotili jsme statisticky významné rozdíly pouze při prvním měření a to pro m. biceps femoris podle ukazatele mean frekvence, ale při druhém měření byly výsledky již pod úrovní statistické významnosti. Při srovnání obou věkových kategorií (U13 a U15) jsme u chlapců nezaznamenali statistiky významné rozdíly. Ve věkové kategorii 13-15 let jsou u chlapců popisovány rozdíly především v rozvoji svalové síly, dozrávání posturálního řízení a celkové zdatnosti. Tyto rozdíly se ale nepromítly v naší práci do úrovně statistické významnosti.

Jelikož výskok lze chápat jako koordinační prvek pro dolní končetiny, při srovnávání věkových kategorií je třeba zohledňovat právě vývoj jejich koordinačních schopností, který se promítá do výkonnosti jednotlivce. Schopnost udržet rovnováhu je individuální rys, který je ovlivněn nejen tréninkem, ale také tělesnými proporcemi a kvalitou posturálního řízení. Podle statistiky jsou basketbalisté většinou velmi vysocí a štíhlí, a i z toho lze předpokládat, že nároky na koordinaci a stabilitu budou větší. U vyšších hráčů je výše uložené těžiště a to rovněž přispívá k větší nestabilitě. Výsledky u starších věkových skupin mohou být ovlivněny kvalitativními faktory, jako jsou hormonální a neuromuskulární faktory a celkově lepší motorická koordinace (Van Praagh & Doré, 2002, Doré, Bedu

& Van Praagh, 2008) ve srovnání s mladšími hráči, kteří mají méně zralý posturální systém, jež se podílí na inkoordinaci (Sevim & Suveren, 2010; Struzik et al., 2015).

Bylo prokázáno, že adolescenti jsou při rovnovážných zkouškách méně stabilní ve srovnání s dospělými jedinci. Barozzi et al. (2014) hodnotili COP mládeže při statické posturografii, z čehož usoudili, že děti ve věku 14let ještě stále nejsou dostatečně vyzrálé ve své posturální stabilitě. Názory, kdy se posturální kontrola ustálí, jsou různé. Některé starší studie označují věk 7-10let za zlomový (Wolff et al., 1998), což ale vyvrací novější práce, které uvádí, že rovnovážné schopnosti se stále vyvíjí i po 10. roku věku (Nolan, Grigorenko, & Thorstensson, 2005; Peterson, Christou, & Rosengren, 2006). Zralost má vliv na výkonnost při skoku díky intermuskulární koordinaci (Oliver, Armstrong, & Williams, 2008). Podle Steindl, Kunz, Schrott-Fischer a Scholtz (2006) se rovnováha ustálí ve věku 15-16let. Poté basketbaloví hráči vykazují vysoké rychlostní, silové i koordinační schopnosti (Cortis et al., 2011). Lze tedy předpokládat, že kategorie U13 bude při testu squat jump koordinačně slabší a tudíž i méně výkonná než kategorie U15.

Basketbal je sport kontaktní, kde úrazy nejsou zanedbatelnou položkou. Někteří autoři popisují jako nejběžnější zranění v basketbale kolenní kloub (Hickey et al., 1997; Da Silvia et al., 2007; Gaca, 2009) zatímco jiní uvádějí za nejčastější zraněnou část těla hlezenní kloub (Borowski et al., 2008; Harmer, 2005). Owoeye et al. (2012) uvádí u obou pohlaví distorze v oblasti kolenních a hlezenních kloubů. Jeho tvrzení je v souladu s předchozími epidemiologickými studii pracující s dospívající skupinou hráčů basketbalu, kde právě výskoky a dopady jsou spojeny s největší incidencí těchto distorzí.

Povaha basketbalové hry upřednostňuje vysoké hráče, kteří jsou schopni vysokých výskoků (Leanderson, Wykman, & Eriksson, 1993), a proto nepostradatelnou pohybovou dovedností je také měkké a pružné přistání po doskocích, kterých je za celou hrací hru velké množství. To vyžaduje jednak dobrou stabilitu a také sílu svalů vykonávající plantární flexi nohy (Bird & Markwick, 2016). Správná technika dopadu je nezbytná i přes kvalitní odpruženou sportovní obuv, jelikož tvrdé přistání způsobuje nadměrné zatížení dolních končetin, což může ve výsledku dokonce mnohonásobně překročit i váhu celého těla (Struzik et al., 2014).

Bezpečné přistání může omezovat nižší rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu, který v uzavřeném kinematickém řetězci působí i na zapojení kraniálních segmentů. S tímto projevem jsme se setkávali při samotném měření, kdy někteří probandi měli problém dosáhnout 90° flexe kolenních kloubech, aniž by odlepili paty od země. U některých to také zapříčinila velmi těsně uvázaná kotníková obuv. Můžeme tedy tvrdit, že strategii a biomechaniku dopadu ovlivňuje aktivita a únava svalu triceps surae. Ve své práci jsem podle vyhodnocení frekvenční analýzy zaznamenala únavu u m. gastrocnemius medialis u obou věkových kategorií. DeMorat et al. (2004) popsal únavu m. gastrocnemius, která potencuje při strategii přistání větší aktivitu m. quadriceps femoris, čímž se zvyšuje smyková síla na posun tibie ventrálním směrem. Lze tedy říci, že únava m. gastrocnemius se může projevit nejen v oblasti hlezenního kloubu a Achillovy šlachy, ale také v oblasti kolenního kloubu, především na ACL. M. gastrocnemius ve své funkci totiž nejen excentricky kontroluje dorziflexi hlezenního kloubu, ale také asistuje hamstringům proti ventrálnímu posunu tibie (Lass et al., 1991; Thomas, Palmieri-Smith & McLean, 2011). Přenos svalové síly na vazivové struktury během dynamického pohybu je stěžejní moment, který ovlivňuje napětí ACL. Poranění tohoto vazy se popisuje častěji jako bezkontaktní úraz, který vzniká při náhlé změně směru, zpomalení pohybu nebo točivém momentu. Těchto situací je v basketbalu nespočet, a proto je důležitá dobrá stabilita kolenního kloubu. Vztah mezi únavou a zraněním popisuje mnoho studií a výzkumy týkající se poranění kolenního kloubu prokazují vyšší incidenci u žen než u mužů (Gehrin, Melnyk, & Gollhofer, 2009).

Strategii v aktivaci svalů v důsledku únavy popsali Padua et al. (2006). Především u žen se více vyskytovala kotníková strategie, která byla spojena s většími peak hodnotami pro svaly gastrocnemius a soleus, zatímco nižší hodnoty peak pro hamstringy. Aktivita m. gastrocnemius se v jejich práci při únavě zvýšila u žen o 38%, zatímco u mužů o 24%. Vlivem únavy popisují autoři také inhibiční strategii antagonistických svalů, která je vyjádřena sníženou aktivitu m. tibialis anterior (v případě kolenního kloubu hamstringy) a naopak zvýšenou aktivitu m. gastrocnemius a m. soleus (v případě kolenního kloubu m. quadriceps). Tato strategie představuje způsob, jak se tělo vyrovnává s únavou. Změněné koaktivační poměry svalů při únavě nejspíš představují kompenzační mechanismus,

jak zvýšit mechanickou účinnost maximalizací agonisty a minimalizací antagonisty, což může negativně ovlivňovat stabilitu kolenního kloubu.

U žen byla také popsána větší nerovnováha v aktivaci m. quadriceps femoris a hamstringy. Bylo zjištěno, že únava snižuje kokontrakci těsně před doskokem přinejmenším aktivaci m. biceps femoris, který je zodpovědný za stabilitu kolenního kloubu. Bylo prokázáno, že při doskoku ženy dopadají hlouběji do pozice squatu, jelikož jejich zpomalení je pomalejší než u mužů. Autoři toto zrychlení při dopadu interpretují jako jeden z možných mechanismů úrazů (Gehrin, Melnyk, & Gollhofer, 2009). Hamstringy by měly působit jako převodník sil mezi kyčelním a kolenním kloubem, přičemž m. biceps femoris nejen propojuje pánev a kolenní kloub, ale také má silné fasciální spojení s m. peroneus longus, čímž vzniká funkční propojení periferie hlezenního kloubu a chodidla s kraniálními segmenty (Hoskins & Pollard, 2005; Vleeming et al., 1995). Ve své práci jsem zaznamenala nižší mean frekvenci pro m. biceps femoris, ale pouze při prvním měření kategorie U13. Únava tohoto svalu by tedy na základě teoretických poznatků mohla ovlivnit několik segmentů těla.

Antagonisté kolenního kloubu, mají zajišťovat jeho pevnost a podle Kalli a Dimitrios (2016) mají ženy slabší hamstringy v porovnání s muži. Vzhledem k faktu, že tyto svaly jsou jakýmsi ochráncem předního zkříženého vazy, může i tato slabost ovlivňovat výskyt poranění ACL u žen. V profylaktických tréninkových programech je snaha odnaučit strategii dominantního zapojení m. quadriceps femoris a zaměřit se na aktivaci hamstringů při dopadu, tak aby byla zajištěna stabilita kolenního kloubu (Kim & Hong, 2011).

Tato práce byla jedna z prvních, která hodnotila svalovou aktivitu pomocí povrchové elektromyografie v rámci tříletého projektu zabývající se kumulativním efektem únavy na neuromuskulární řízení kolene a riziko zranění u mladých sportovců během růstu a zrání a dále na ni budou navazovat další měření, které zhodnotí zatížení sportovců během celé hrací sezony a vyhodnotí další parametry jako je třeba timing nebo elektromechanické zpoždění.

7 Závěr

V našem výzkumu jsme hodnotili aktivaci vybraných svalů pomocí povrchové elektromyografie za současné synchronizace se silovou plošinou při testu squat jump u basketbalistů věkové kategorie 13 a 15 let. Srovnávali jsme aktivaci svalů podle ukazatele mean frekvence, doby (čas, za který je dosaženo maximálních hodnot) a nejvyšší peak (maximální hodnota) u jednotlivých svalů a to na začátku sezóny a v polovině sezóny v časovém období září 2016 – únor 2017. Měření se zúčastnilo 22 probandů kategorie 15let a 26 probandů kategorie 13let. Ze čtyř nulových hypotéz, které jsme si v rámci výzkumu stanovili, byly tři hypotézy zamítnuty a jedna potvrzena. V rámci statistického zpracování dat jsme došli k následujícím závěrům: při hodnocení maximálních hodnot (nejvyšší peak) došlo u všech měřených svalů k nárůstu hodnot během prvního a druhého měření a to u obou věkových kategorií, z čehož předpokládáme zlepšení celkové výkonnosti probandů v polovině sezóny. Podle parametrů frekvenční analýzy byly statisticky významné rozdíly pouze u m. gastrocnemius medialis, který můžeme hodnotit jako sval, který nejvíce podléhá únavě a to u obou kategorií. U mladší věkové kategorie došlo ke statisticky významným rozdílům při hodnocení parametru doby, za kterou bylo dosaženo z klidové hodnoty nejvyššího peaku a to pouze u m. biceps femoris. Můžeme se domnívat, že kratší doba má souvislost s výbušnou silou nebo akcelerací pohybu, která se rozvíjí po 13 roku věku, tato domněnku musí být ale dále zpracována v dalším výzkumu. Při srovnávání chlapců a děvčat v jedné věkové kategorii (U13) jsme vyhodnotili statisticky významné rozdíly pouze při prvním měření při frekvenční analýze pro m. biceps femoris. Při druhém měření byly výsledky již pod úrovní statistické významnosti. Při srovnání obou věkových kategorií podle pohlaví jsme srovnávali pouze chlapce, u kterých nedošlo k žádným statistickým rozdílům. Ve věkové kategorii 13-15let jsou u chlapců zaznamenány rozdíly především v rozvoji svalové síly, dozrávání posturálního řízení a celkové zdatnosti. Tyto rozdíly se ale nepromítly do úrovně statistické významnosti.

8 Souhrn

Tato výzkumná práce je součástí projektu zabývající se kumulativním efektem únavy na neuromuskulární řízení kolene a riziko zranění u mladých sportovců během růstu a zrání. Cílem práce bylo hodnocení aktivity vybraných svalů preferenční dolní končetiny během testu squat jump pomocí povrchové elektromyografie u basketbalistů za současné synchronizace se silovou plošinou podle ukazatele mean frekvence, doba (čas, za který je dosaženo maximálních hodnot) a nejvyšší peak (maximální hodnota) u jednotlivých svalů před sezónou a v průběhu sezóny.

Teoretická část diplomové práce obsahuje anatomický náhled do problematiky hamstringového komplexu, který je ve své funkci nejen flexorem kolenního a extenzorem kyčelního kloubu, ale také má významnou roli v prevenci při zranění. Následující kapitola obsahuje přehled nejvíce přetěžovaných struktur pohybového aparátu a statistiku nejčastějších zranění u basketbalistů. Vzhledem k povaze hrací hry v basketbalu byl popsán vertikální skok z biomechanického pohledu spolu s pohybovými dovednostmi, jako jsou dopady a rovnováha, nezbytné pro tento sport. Závěrem teoretické části jsou prezentovány poznatky z oblasti povrchové elektromyografie.

Výzkumná část diplomové práce popisuje metodiku a charakteristiku výzkumného souboru, který tvořili basketbalisti a basketbalistky z Olomouce a Prostějova hrajících ve věkové kategorii 13 a 15let (U13: n =26, U15: n =22). V rámci měření byla snímána svalová aktivita vybraných svalů (m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. gastrocnemius medialis) pomocí povrchové elektromyografie za současné synchronizace se silovou plošinou při testu squat jump a to na začátku sezony a v polovině sezony v časovém období září 2016 – únor 2017. Měření se skládalo ze tří pokusů a pro analýzu dat byl použit druhý pokus. Naměřená data byla statisticky zpracována a pro hladina statistické významnosti byla stanovena hodnota $p < 0,05$.

Výsledky poukazují na zvýšení hodnot parametru max (maximální hodnoty) pro všechny měřené svaly během prvního a druhého měření. Při hodnocení frekvenční analýzy, která zobrazuje přítomnost svalové únavy, byly statisticky významné rozdíly pouze u svalu gastrocnemius medialis.

9 Summary

This research is a part of a project that deals with a cumulative effect of fatigue on neuromuscular knee management and the risk of injury of young athletes during growth and maturation. The aim of this diploma thesis was to evaluate muscle activity of selected muscles of the dominant leg during the squat jump test using surface electromyography of basketball players with simultaneous synchronization with the force platform according to indicators of mean frequency, time (it means time by which the maximum values are reached) and the highest peak (maximum value) for each muscle before and in the middle of the season.

The theoretical part of the diploma thesis contains an anatomical view on the hamstring complex which is not only a flexor of the knee joint and extensor of the hip joint, but also plays an important role in a prevention of an injury. The following chapter gives an overview of the most overloaded musculoskeletal structures and statistics of the most common injuries of basketball players. Given the nature of the basketball game, the biomechanical point of vertical jump with movement skills such as landing and balance necessarily for this sport were described. At the end of the theoretical part are presented the findings of surface electromyography.

The research part of the diploma thesis describes the methodology and characteristic of the studied group of basketball players from Olomouc and Prostějov playing in category 13 and 15 years old (U13: n =26, U15: n =22). The muscle activity of selected muscles (m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. gastrocnemius medialis) was recorded with surface electromyography with simultaneous synchronization with the force platform in squat jump test in the beginning and in the middle of season, from September 2016 to February 2017. Each measurement consisted of three trials; the second trial was used for the data analysis. The data were statistically processed and the p-value < 0.05 was used as the level of statistical significance.

The results of this study showed an increase of max indicator (maximum value) during the first and the second measurements for every studied muscle. The frequency analysis, that shows the presence of muscle fatigue, indicated statistically significant differences only in m. gastrocnemius medialis.

10 Referenční seznam

Aerts, I., Cumps, E., Verhagen, E., Wuyts, B., Van De Gucht, S., & Meeusen, R. (2015). The Effect of a 3-Month Prevention Program on the Jump-Landing Technique in Basketball: A Randomized Controlled Trial. *Journal Of Sport Rehabilitation, 24(1)*, 21-30.

Ahmed, T. A. (2015). Improving musculoskeletal fitness and the performance enhancement of basketball skills through neuromuscular training program. *Journal Of Human Sport & Exercise, 10(3)*, 795-804.

Alyson, F., Robyn, B., Mark, V., Gregory, D., & Timothy E. (2010). Neuromuscular training improves performance on Star excursion balance test in young female athletes. *J Ortho Spots Phys Ther, 40(9)*, 551-558.

Askling, C. M., Tengvar, M., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2007). Acute first-time hamstring strains during high-speed running: a longitudinal study including clinical and magnetic resonance imaging findings. *Am J Sports Med, 35(2)*, 197–206.

Askling, C. M., Tengvar, M., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2007). Acute first-time hamstring strains during slow-speed stretching: clinical, magnetic resonance imaging, and recovery characteristics. *Am J Sports Med, 35(10)*, 1716–1724.

Barozzi, S., Succi, M., Soi, D., Di Bernardino, F., Fabio, G., Forti, S., & Cesarani, A. (2014). Reliability of postural control measures in children and young adolescents. *European Archives Of Oto-Rhino-Laryngology, 271(7)*, 2069-2077.

Bartlett, R. (2007). *Introduction to Sports Biomechanics, Analysing Human Movement Patterns* (2nd ed.). Abingdon: Routledge.

Behm, D. G., Blazevich, A. J., Kay, A. D., & McHugh, M. (2016) Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism, 40(1)*, 1-16.

Beynon, B. D. (2008). Anatomic alignment, menstrual cycle phase, and the risk of anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training, 43*, 541-542.

Bird, S. P., & Markwick, W. J. (2016). MUSCULOSKELETAL SCREENING AND FUNCTIONAL TESTING: CONSIDERATIONS FOR BASKETBALL ATHLETES. *International Journal Of Sports Physical Therapy*, 11(5), 784-802.

Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2009). Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *J. Athl. Train*, 44(2), 174–179.

Bobbert, M. F., Casius, L. J. R., Sijpkens, I. W. T., & Jaspers, R. T. (2008). Humans adjust control to initial squat depth in vertical squat jumping. *J Appl Physiol*, 105(5), 1428-40.

Bobbert, M., Huijing, P., & Van Ingen Schenau, G. (1987). Drop jumping I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 19, 332-338.

Boccolini, G., Brazziti, A., Bonfanti, L., & Alberti, G. (2013). Using balance training to improve the performance of youth basketball players. *Sport Sci Health*, 9(2), 37-42.

Borowski, L. A., Yard, E. E., Fields, S. K., & Comstock, R. D. (2008). The Epidemiology of US high school: basketball injuries, 2005–2007. *Am J Sports Med*, 36, 23–28.

Bressel, E., Yonker, J. C., Kras, J., & Heath, E. M. (2007). Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastic athletes. *J. Athl. Training*, 42(1), 42–46.

Burkett, L. N. (1970). Causative factors in hamstring strains. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2(1), 39–42.

Cavanagh, P. R., Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 42, 159–163.

Ceroni, D., Martin, X. E., Delhumeau, C., & Farpour-Lambert, N. J. (2012). Bilateral and gender differences during single legged vertical jump performance in healthy teenagers. *J Strength Cond Res*, 26(2), 452-7.

Conchola, E., Thompson, B., & Smith, D. (2013). Effects of neuromuscular fatigue on the electromechanical delay of the leg extensors and flexors in young and old men. *European Journal Of Applied Physiology*, *113*(9), 2391-2399.

Cook, G., Burton, L., & Hoogenboom, B. (2006). Pre-participation screening: The use of fundamental movements as an assessment of function – Part 1. *North American Journal of Sports Physical Therapy*, *1*(2), 62–72.

Cortis, C., Tessitore, A., Lupo, C., Pesce, C., Fossile, E., Figura, F., & Capranica, L. (2011). Inter-limb coordination, strength, jump, and sprint performances following a youth men's basketball game. *J Strength Cond Res*, *25*(1), 135–142.

Da Silva, A. S., Abdalla, R. J., & Fisberg, M. (2007). Incidence of musculoskeletal injuries in elite female basketball athletes. *Acta Ortop Bras*, *15*(1), 43–46.

Daskalovski, B., Naumovski, M., Kocic, M., & Andonovski, T. (2016). DIFFERENCES IN MOTOR ABILITIES OF YOUNG BASKETBALL PLAYERS. *Research In Physical Education, Sport & Health*, *5*(2), 43-48.

Davies, C. T. M., Barnes, C., & Godfrey, S. (1972). Body composition and maximal exercise performance in children. *Human Biology*, *44*, 195–214.

Davies, B. N., Greenwood, E. J., & Jones, S. R. (1988). Gender difference in the relationship of performance in the handgrip and standing long jump tests to lean limb volume in young adults. *European Journal of Applied Physiology*, *58*, 315–320.

DE LUCA, C. J. (1997). The use of electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, *13*, 135-163.

DeMorat, G., Weinhold, P., Blackburn, T., Chudik, S., & Garrett, W. (2004). Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *Am J Sports Med*, *32*, 477–483.

Doré, E., Bedu, M., Van Praagh, E. (2008). Squat jump performance during growth in both sexes: Comparison with cycling power. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *79*(4), 517-524.

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

Fort-Vanmeerhaeghe, A., Gual, G., Romero-Rodriguez, D., & Unnitha, V. (2016). Lower limb neuromuscular asymmetry in volleyball and basketball players. *Journal of Human Kinetics*, 50, 135-143.

Fujii, M., Sato, H., & Takahira, N. (2012). Muscle activity response to external moment during single-leg drop landing in young basketball players: The importance of biceps femoris in reducing internal rotation of knee during landing. *Journal Of Sports Science & Medicine*, 11(2), 255-259.

Gaca, A. M. (2009). Basketball injuries in children. *Pediatr Radiol*, 39, 1275–1285.

Gehring, D., Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*, 24, 82–87.

Gheller, R. G., Pupo, J. D., de Lima, L. A. P., de Moura, B. M., & dos Santos, S. G. (2014). Effect of squat depth on performance and biomechanical parameters of countermovement vertical jump. *Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum*, 16(6), 658-668.

Goodwin, P. C., Koorts, K., Mack, R., Mai, S., Morrissey, M. C. & Hooper, D. M. (1999). Reliability of leg muscle electromyography in vertical jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79, 374-378.

Gordon, A. I., DiStefano, L. J., Denegar, C. R., Ragle, R. B., Norman, J. R., & Cheatham, S. (2014). College and Professional Women's Basketball Players' Lower Extremity Injuries: A Survey of Career Incidence. *International Journal Of Athletic Therapy & Training*, 19(5), 25-33.

Grasgruber, P., Cacek, J. (2008). *Sportovní geny*. Brno: Computer Press. ISBN 9788025118733.

Guedes, P. F., & João, S. A. (2014). Postural characterization of adolescent federation basketball players. *Journal Of Physical Activity & Health*, 11(7), 1401-1407.

Gribble, P. A., & Hertel, J. (2004). Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(4), 589–592.

Harmer, P. A. (2005). Basketball injuries. *Med Sports Sci*, 49, 31–61.

Herda, T. J., Cramer, J. T., Ryan, E. D. & McHugh, M. P. (2008) Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 809-817.

Herzog, W., ter Keurs, H. E. D. J. (1988). Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. *Eur J Appl Physiol*, 411(6), 642-7.

Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Jr., Colosimo, A. J. & McLean, S. G. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501.

Hickey, G. J., Fricker, P. A., McDonald, W. A. (1997). Injuries in young elite female basketball players over a six-year period. *Clin J Sport Med*, 7, 252–256.

Holm, I., Fredriksen, P. M., Fosdahl, M., & Vøllestad, N. (2008). A normative sample of isotonic and isokinetic muscle strength measurements in children 7 to 12 years of age. *Acta Paediatrica*, 97, 602–607.

Hoskins, W. & Pollard, H. (2005). The management of hamstring injury—Part 1: Issues in diagnosis. *Manual Therapy*, 10(2), 96-107.

Hughes, G., & Dally, N. (2015). Gender difference in lower limb muscle activity during landing and rapid change of direction. *Science & Sports.*, 30(3), 163-168.

Hsu, W. H., Fisk, J. A., Yamamoto, Y., Debski, R. E. & Woo, S. L. (2006) Differences in torsional joint stiffness of the knee between genders: a human cadaveric study. *American Journal of Sports Medicine*, 34, 765-770.

Chen, T. C., Lin, K. Y., Chen, H. L., Lin, M. J., Nosaka, K. (2011). Comparison in eccentric exercise-induced muscle damage among four limb muscles. *Eur J Appl Physiol*, 111(2), 211–223.

Jamurtas, A. Z., Theocharis, V., Tofas, T., Tsiokanos, A., Yfanti, C., Paschalis, V., Koutedakis, Y., & Nosaka, K. (2005). Comparison between leg

and arm eccentric exercises of the same relative intensity on indices of muscle damage. *Eur J Appl Physiol*, 95(2–3), 179–185.

Jaric, S., Ugarkovic, D., & Kukolj, M. (2002). Evaluation of methods for normalizing muscle strength in elite and young athletes. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42, 141–151.

Kachanathu, S. J., Dhamija, E., & Malhotra, M. (2013). A comparative study on static and dynamic balance in male collegiate soccer and basketball athletes. *Sports Medicine Journal / Medicina Sportivâ*, 9(2), 2087-2093.

KALLI, K., & DIMITRIOS, S. (2016). Hamstring Injuries: Prevention and Rehabilitation. *Biology Of Exercise*, 12(2), 15-34.

Kim, D., & Hong, J. (2011). Hamstring to quadriceps strength ratio and noncontact leg injuries: A prospective study during one season. *Isokinetics & Exercise Science*, 19(1), 1-6.

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Med*, 36(3), 189-98.

Klausen, K., Schibye, B., & Rasmussen B. (1989). A longitudinal study of changes in physical performance of 10- to 15-year-old girls and boys. In S. Oseid & K. H. Carlsen (Eds.), *Children and exercise*, vol XIII, 113–122. Champaign,IL: Human Kinetics.

Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., & Krosshaug,T. (2010). Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Knee Joint Kinematics in 10 Injury Situations From Female Team Handball and Basketball. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(11), 2218-2225.

Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG A practical introduction to kinesiological electromyography*, Retrieved 2. 3. 2017 from World Wide Web: [http:// www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf](http://www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf).

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

Koulouris, G., & Connell, D. (2005). Hamstring muscle complex: an imaging review. *Radiographics*, 25(3), 571–586.

Kramer, L. C., Denegar, C. R., Buckley, W. E., Hertel, J. (2007). Factors associated with anterior cruciate ligament injury: History in female athletes. *J Sports Med Phys Fitness*, 47(4), 446–454.

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

Kulas, A. S., Hortobágyi, T., & DeVita, P., 2012. Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clin. Biomech.* 27(1), 16–21.

Lass, P., Kaalund, S., leFevre, S., Arendt-Nielsen, L., Sinkjaer, T., & Simonsen, O. (1991). Muscle coordination following rupture of the anterior cruciate ligament. Electromyographic studies of 14 patients. *Acta Orthop Scand*, 62, 9–14.

Leanderson, J., Wykman, A., & Eriksson, E. (1993). Ankle sprain and postural sway in basketball players. *Knee Surg, Sports Traumatol, Arthroscopy*, 1, 203-205.

Lessi, G. C., dos Santos, A. F., Batista, L. F., de Oliveira, G. C., & Serrão, F. V. (2017). Effects of fatigue on lower limb, pelvis and trunk kinematics and muscle activation: Gender differences. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 32, 9-14.

Letafatkar, A., Hadadnezhad, M., Shojaedin, S., & Mogamadi, E. (2014). Relationship between functional movement screening score and history of injury. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 9(1), 21–27.

Lombard, W. P., & Abbott, F. M. (1907). The mechanical effects produced by the contraction of individual muscles of the thigh of the frog. *American Journal of Physiology*, 20, 1-60.

Maganaris, C. N. (2002). Tensile properties of in vivo human tendinous tissue. *J Biomech*, 35(8), 1019–1027.

Mangine, G. T., Hoffman, J. R., Gonzalez, A. M., Jajtner, A. R., Scanlon, T., Rogowski, J. P., & Stout, J. R. (2014). Bilateral Differences in Muscle Architecture and Increased Rate of Injury in National Basketball Association Players. *Journal Of Athletic Training*, 49(6), 794-799.

Marković, G., Dizdar, D., Jukić, I., & Cardinale, M. (2004). Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. *Strength and Conditioning Journal*, 16(5), 20-31.

Matsuda, S., Demura, S., Uchiyama, M. (2008). Center of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports, *J. Sport Sci.*, 26(7), 775–779.

McGinnis, P. M. (1999). *Biomechanics of Sport and Exercise*. New York: State University of New York Cortland.

Michaelidis, M., & Koumantakis, G. A. (2014). Effects of knee injury primary prevention programs on anterior cruciate ligament injury rates in female athletes in different sports: A systematic review. *Physical Therapy In Sport*, 15(3), 200-210.

Minshull, 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. *Eur J Appl Physiol*, 100(4), 469–478.

Minshull, C., Eston, R., Bailey, A., Rees, D., & Gleeson, N. (2012a). Repeated exercise stress impairs volitional but not magnetically evoked electromechanical delay of the knee flexors. *J Sports Sci*, 30(2), 217–225.

Munro, A., Herrington, L., & Comfort, P. (2012). Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: Possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. *Physical Therapy In Sport*, 13(4), 259-264.

Nagano, A., Komura, T., Fukashiro, S. & Himeno, R. (2005). Force, work and power output of lower limb muscles during human maximal-effort countermovement jumping. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15, 367-376.

Nindl, B. C., Mahar, M. T., Harman, E. A., & Patton J. F. (1995). Lower and upper body anaerobic performance in male and female adolescent athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 27, 235–241.

Nolan, L., Grigorenko, A., Thorstensson, A., (2005). Balance control: sex and age differences in 9- to 16-year-olds. *Dev Med Child Neurol*, 47(7), 449–454.

Notarnicola, A., Maccagnano, G., Tafuri, S., Pesce, V., Digiglio, D., & Moretti, B. (2015). *Effects of training on postural stability in young basketball players. Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 5(4), 310-315.

Oliver, J., Armstrong, N., & Williams, C. (2008). Changes in jump performance and muscle activity following soccer-specific exercise. *Journal of Sports Sciences*, 26(2), 141-148.

Owoeye, B. A., Kehinde Akodu, A., Oladokun, B. M., & Akinwumi Akinbo, S. R. (2012). Incidence and pattern of injuries among adolescent basketball players in Nigeria. *SMARTT: Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 4(1), 15-20.

Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Garcia, C. R., & Granata, K. P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 294-304.

Powers, C. M. (2010). The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 40(2), 42–51.

Peterson, M. L., Christou, E., Rosengren, K. S., (2006). Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait Posture*, 23(4), 455–463.

Rampichini, S., Ce, E., Limonta, E., & Esposito, F. (2014). Effects of fatigue on the electromechanical delay components in gastrocnemius medialis muscle. *European Journal Of Applied Physiology*, 114(3), 639-651.

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

Ropiak, C. R., Bosco, J. A. (2012). Hamstring injuries. *Bull NYU Hosp Jt Dis*, 70(1), 41–48.

Salatkaitė, S., Garbenytė-Apolinskienė, T., Šiupšinskas, L., Kajėnienė, A. & Gudas, R. (2016). RISK OF SPORTS-RELATED MUSCULOSKELETAL INJURIES AMONG ELITE WOMEN BASKETBALL PLAYERS ACCORDING TO POSITION ON THE COURT AND SPORT RESULTS. *Baltic Journal Of Sport & Health Sciences*, 100(1), 47-54.

Salles, A. S., Baltzopoulos, V., Rittweger, J. (2011). Differential effects of countermovement magnitude and volitional effort on vertical jumping. *Eur J Appl Physiol*, 111(3), 441-8.

Sandberg, J. B., Wagner, D. R., Willardson, J. M., & Smith, G. A. (2012). Acute effects of antagonist stretching on jump height, torque, and electromyography of agonist musculature. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(5), 1249-1256.

Sevim, O. & Suveren, C. (2010). Statistical analysis of balance and anthropometric variables of male basketball players, ages 9–11. *Ovidius University Annals, Series Physical Education and Sport/Science, Movement and Health*, 10(2), 168–175.

Sekir, U., Arabaci, R., Akova, B. and Kadagan, S. M. (2010). Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 20, 268-281.

Serefoglu, A., Sekir, U., Gür, H., & Akova, B. (2017). Effects of Static and Dynamic Stretching on the Isokinetic Peak Torques and Electromyographic Activities of the Antagonist Muscles. *Journal Of Sports Science & Medicine*, 16(1), 6-13.

Shin, C. S., Chaudhari, A. M. & Andriacchi, T. P. (2007) The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 40, 1145-1152.

Schiltz, M., Lehance, C., Maquet, D., Bury, T., Crielaard, J., & Croisier, J. (2009). Explosive Strength Imbalances in Professional Basketball Players. *Journal Of Athletic Training (National Athletic Trainers' Association)*, 44(1), 39-47.

Schneiders, A. G., Davidsson, A., Hörman, E., & Sullivan, S. J. (2011). Functional movement screen normative values in a young, active population. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(2),75–82.

Spägele, T., Kistner, A., & Gollhofer, A. (1999). Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32, 521-530.

Steinberg, N., Nemet, D., Pantanowitz, M., Zeev, A., Hallumi, M., Sindiani, M., & Eliakim, A. (2016). Longitudinal Study Evaluating Postural Balance of Young Athletes. *Perceptual & Motor Skills*, *122*(1), 256-279.

Steindl, R., Kunz, K., Schrott-Fischer, A., & Scholtz, A. (2006). Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Developmental Medicine And Child Neurology*, *48*(6), 477-482.

Struzik, A., Pietraszewski, B., & Zawadzki, J. (2014). Biomechanical Analysis of the Jump Shot in Basketball. *Journal Of Human Kinetics*, *42*(1), 73-79.

Struzik, A., Zawadzki, J., & Pietraszewski, B. (2015). Balance disorders caused by running and jumping occurring in young basketball players. *Acta Of Bioengineering & Biomechanics*, *17*(2), 103-109.

Szpala, A., Rutkowska-Kucharska, A., & Stawiany, M. (2015). Symmetry of electromechanical delay, peak torque and rate of force development in knee flexors and extensors in female and male subjects. *Acta Of Bioengineering & Biomechanics*, *17*(1), 61-68.

Tansel, R. B., Salci, Y., Yildirim, A., Kocak, S., & Korkusuz, F. (2008). Effects of eccentric hamstring strength training on lower extremity strength of 10–12 year old male basketball players. *Isokinetics & Exercise Science*, *16*(2), 81-85.

Thomas, A. C., Palmieri-Smith, R. M., & McLean, G. (2011). Isolated hip and ankle fatigue are unlikely risk factors for anterior cruciate ligament injury. *Scandinavian Journal Of Medicine & Science In Sports*, *21*(3), 359-368.

Türker, H., & Sözen, H. (2013). *Surface Electromyography in Sports and Exercise*. Retrieved 15. 4. 2017 from World Wide Web: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/44778.pdf>.

Van der Made, A., Wieldraaijer, T., Kerkhoffs, G., van Dijk, C., Kleipool, R., Engebretsen, L., & Golanó, P. (2015). The hamstring muscle complex. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *23*(7), 2115-2122.

Van Praagh, E., Fellmann, N., Bedu, M., Falgairette, G., & Coudert, J. (1990). Gender differences in the relationship of anaerobic power output to body composition in children. *Pediatric Exercise Science*, *2*, 336–348.

Viitasalo, J. T., & Komi, P. V. (1981). Interrelationships between electromyographic, mechanical, muscle structure and reflex time measurements in man. *Acta Physiol Scand*, *111*(1), 97–103.

Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J. P., & Snijders, C. J. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, *20*(7), 753–8.

Wakefield, C. B. & Cottrell, G. T. (2015) Changes in hip flexor passive compliance do not account for improvement in vertical jump performance after hip flexor static stretching. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(6), 1601-1608.

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

Wolff, D. R., Rose, J., Jones, V. K., Oehlert, J. W., & Gamble, J. G. (1998). Postural balance measurements for children and adolescents. *J Orthop Res*, *16*(2), 271–275.

Woodley, S. J., Mercer, S. R. (2005). Hamstring muscles: architecture and innervation. *Cells Tissues Organs*, *179*(3), 125–141.

Yaggie, J., & Armstrong, W. J. (2004). Effects of Lower Extremity Fatigue on Indices of Balance. *J Sport Rehabil*, *13*, 312–322.

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 OLOMOUČ, 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 mojim 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: