

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ AKTIVACE FLEXORŮ KOLENNÍHO KLOUBU V
PRŮBĚHU SEZÓNY U FOTBALISTŮ ŽÁKOVSKÝCH KATEGORIÍ

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Miroslav Loučka, fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2018

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Miroslav Loučka

Název diplomové práce: Hodnocení aktivace flexorů kolenního kloubu v průběhu sezóny u fotbalistů žákovských kategorií.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2018

Abstrakt: Cílem práce bylo zhodnotit aktivaci flexorů kolenního kloubu a výskyt možné únavy u fotbalistů žákovských kategorií během sezóny a týden od zápasu při provedení testu squat-jump za použití povrchové elektromyografie. Testování se zúčastnilo 32 hráčů fotbalu mužského pohlaví (kategorie U13 = 20 probandů, kategorie U15 = 12 probandů) týmu SK Sigma Olomouc. Aktivace svalů m. gastrocnemius medialis, m. semitendinosus a m. biceps femoris byla měřena pomocí přístroje Noraxon MyoSystem 1400A a Noraxon TeleMyo 2400 G2 propojeného se silovou plošinou PASCO. Provedeny byly 3 pokusy, druhý byl využit ke statistickému zpracování. Parametry mean frequency a nástup (čas dosažení maximálního peaku) byly porovnávány na začátku sezóny a 2 měsíce po zahájení, mezi kategoriemi a během týdne od zápasu (před zápasem, po zápase, 48 hod., 96 hod., týden od zápasu). Výsledky potvrdily výskyt změn v aktivaci svalů, nepotvrdily však výskyt únavy během sezóny. Potvrzeny byly rozdíly mezi kategoriemi U13 a U15. Po zápase byly nalezeny změny aktivace, ale nebyl prokázán výskyt únavy a jasná délka regenerace.

Klíčová slova: povrchová elektromyografie, únava, fotbal, zranění, dospívání, squat-jump

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification:

Author's first name and surname: Bc. Miroslav Loučka

Title of the master thesis: Assessment of knee joint flexors activation of youth football players during the season

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

The year of presentation: 2018

Abstract: The aim of the master's thesis was to assess the activation of knee joint flexors and the presence of fatigue among youth football players during the season and the week after the match within the squat-jump test using surface electromyography. The measured group was composed of 32 male football players (category U13= 20 players) of SK Sigma Olomouc. Muscle activation of m. gastrocnemius medialis, m. semitendinosus a m. biceps femoris was measured by Noraxon MyoSystem 1400A and Noraxon TeleMyo 2400 G2 connected with the PASCO force platform. Three trials were performed. The second was used for statistical processing. The mean frequency and onset (maximum peak time) were compared at the beginning of the season and 2 months after, between the categories, and during the week after the match (before match, after match, 48 h., 96 h. and week after match). The results confirmed changes in muscle activation, but did not confirm fatigue during the season. Differences between U13 and U15 were confirmed. Changes in activation were found after the match, but fatigue and a clear time of regeneration were not proven.

Key words: surface electromyography, fatigue, football, injuries, adolescence, squat-jump

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně s odbornou pomocí Mgr. Amr Zaatara, Ph.D., uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a řídil se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne: 14. 4. 2018

.....

Děkuji Mgr. Amr Zaatarovi, Ph.D. za pomoc, trpělivost a cenné rady, které mi poskytl při zpracování diplomové práce. Děkuji všem, kteří se podíleli na měření, a také RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování dat.

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

Obsah

1. Úvod	9
2. Teoretické poznatky	10
2.1. Biomechanika a funkce kolenního kloubu.....	10
2.2. Struktura a funkce kosterního svalu.....	12
2.2.1. Fyziologie svalového vlákna	12
2.2.2. Motorická jednotka	14
2.2.3. Vztah struktury svalu a EMG	15
2.3. Pohybová aktivita a zranění prepubescentních dětí.....	16
2.4. Výskyt zranění u hráčů fotbalu	18
2.4.1. Prevence zranění	19
2.4.2. Rizikové faktory zranění hamstringů.....	19
2.4.3. Rizikové faktory zranění ACL.....	22
2.4.4. Mechanismus vzniku nekontaktního zranění ACL.....	22
2.5. Neuromuskulární stabilizace.....	25
2.6. Únava	28
2.6.1. Vliv únavy na neuromuskulární řízení.....	29
3. Cíle a výzkumné otázky	32
3.1. Cíl diplomové práce	32
3.2. Dílčí cíle.....	32
3.3. Hypotézy.....	32
4. Metodika.....	33
4.1. Charakteristika výzkumného souboru	33
4.2. Technické vybavení	33
4.3. Postup měření	34
4.4. Analýza elektromyografického záznamu.....	34
4.5. Statistické zpracování dat	34
5. Výsledky.....	36
5.1. Hypotéza H01	36
5.2. Hypotéza H02	37
5.3. Hypotéza H03	38
5.4. Hypotéza H04	39
5.5. Hypotéza H05	40

5.6. Hypotéza H06	42
5.7. Hypotéza H07	48
6. Diskuze	55
6.1. Rozdíly v aktivaci měřených svalů během sezóny	55
6.2. Rozdíly v aktivaci měřených svalů mezi kategoriemi U13 a U15	56
6.3. Rozdíly v aktivaci měřených svalů během týdne po zápasu	59
7. Závěry	64
8. Souhrn	65
9. Summary	66
10. Referenční seznam	67
11. Přílohy	77

Seznam použitých zkratk

ACL – přední křížový vaz (anterior cruciate ligement)

BI – biceps femoris

BMI – body mass index

CNS – centrální nervový systém

EMD – elektromechanical delay (elektromechanické zpoždění)

EMG – elektromyografie

FF – fast twitch-fatigable

FR – fast twitch-fatigue resistant

GA – gastrocnemius medialis

m. – musculus

MJ – motorická jednotka

S – slow twitch-fatigue resistant

SE – semitendinosus

U13 – věková kategorie 13 let

U15 – věková kategorie 15 let

1. Úvod

Zranění v oblasti kolenního kloubu u profesionálních hráčů fotbalu je jedním z nejčastějších důvodů omezení v tomto sportu. I když je fotbal kontaktní sport, díky pohybům, které vyžadují výbušné starty, změny směru a výskoky, vzniká velká část těchto úrazů bez podílu vnějších faktorů. Mezi nejzávažnější problém patří poškození předního zkříženého vazy, především z hlediska délky rekonvalescence.

Dále je také známo, že zátěž, vznikající během zápasu, způsobuje značnou únavu svalů, podílejících se na neuromuskulární stabilizaci kolene, z čehož vyplývá závislost vzniku zranění na únavě nervosvalového aparátu. Proto je z našeho pohledu důležité věnovat se prevenci vzniku těchto obtíží pomocí včasného neuromuskulárního tréninku a kvalitní regenerace již v mládežnickém věku, kdy nervosvalový aparát prochází mnoha změnami, majícími vliv na výkon sportovce v následujících letech.

Podle Mendiguchii, Alentorna-Geliho a Brughelliho (2012) je výskyt zranění během posledních 30 let stále srovnatelný. Položili jsme si otázku, zda u mládežnických kategorií můžeme pozorovat změnu aktivity svalů, která by naznačovala přetrvávající únavu po zápase nebo v průběhu sezóny, a zvyšovala tak riziko zranění. Někteří autoři se touto problematikou zabývali a využívali různých metodik k určení únavy u sportovců, nicméně žádná studie nezjišťovala výskyt únavy svalů kolenního kloubu u fotbalistů mladších kategorií pomocí aktivity, která by přibližovala skutečný pohyb a zapojení svalů během zápasu.

Cílem naší studie bylo zjistit výskyt změn aktivace flexorů kolenního kloubu pomocí povrchové elektromyografie v průběhu týdne po zápase, v průběhu sezóny a porovnat rozdíly mezi věkovými kategoriemi při provedení testu squat-jump.

2. Teoretické poznatky

2.1. Biomechanika a funkce kolenního kloubu

Kolenní kloub je největším a nejkomplicovanějším synoviálním kloubem v lidském těle. Díky artikulaci tří kostí (femur, tibie, patela) můžeme hovořit o dvou kloubech, femorotibiálním a femoropatelním. Za funkci kolenního kloubu můžeme v jednoduchosti považovat přizpůsobení délky dolní končetiny vzhledem k lokomoci a změnu vzdálenosti trupu od povrchu. Pohyb v kolenním kloubu je díky dvoukloubovým svalům ovlivněn pozicí pánve. Jelikož zde artikulují dvě nejdelší kosti, tedy i páky v těle, vznikají zde při pohybu velké síly. Kvůli tomu je zajištěna stabilita kolenního kloubu silným svalovým a vazivovým aparátem. Kloubní plochy se svým tvarem na stabilitě podílí minimálně. Protože kloub není překryt a chráněn vrstvami svalů nebo tuku, je náchylný ke zraněním způsobenými zevními silami. Ke zraněním pak dochází často díky přetížení některé ze stabilizačních složek nebo díky neideálnímu motorickému řízení svalů. Z mechanického hlediska můžeme u kolene pozorovat kompromis mezi stabilitou v extenzi při stoji a velkou mobilitou ve flexi při chůzi a běhu (Bartoniček & Heřt, 2004; Hoppenfeld, 1976; Kapandji, 1998; Véle, 2006).

Pohyb v kolenním kloubu, který je primárně determinován tvarem kloubních ploch a kostních struktur, je možný ve dvou stupních volnosti. První stupeň volnosti je spojen s transversální (horizontální) osou, okolo které je vykonáván pohyb do flexe a extenze. Druhý stupeň volnosti je spojen s dlouhou osou bérce, při flektovaném kolenu, neboť plně extendované koleno pohyb v této ose nedovoluje. Tyto stupně volnosti jsou spojeny s vykonáním aktivního pohybu. V kolenním kloubu se udává možný pohyb také kolem anteroposteriorní osy, kolmé na předchozí dvě. Bartoniček a Heřt (2004) zmiňují, že pohyb v této ose je možný pouze pasivně, např. při vyšetření joint play. Rozsah je velmi malý, avšak pro pohyb v kolenním kloubu podstatný. V publikaci Grosse, Fetta a Supnicka (2005) autoři uvádí, že pohyb ve femorotibiálním kloubu je možný ve čtyřech směrech. A to do flexe – extenze, vnitřní – zevní rotace, předozadní translace a pohyb do varozity a valgozity. Rozsah pohybu je pak vysoce individuální a roli v jeho velikosti hrají hlavně dynamické (svaly) a statické stabilizátory (vazy, menisky).

Femoropatelní kloub, spojující dorzální stranu pately a plochu ventrálního spojení obou kondylů femuru, přispívá ke stabilitě kloubu. Kloubní plocha pately je rozdělena na dvě fasety a nasedá tak na konkávní prohnutí kondylů. Její nesporná

potřebnost při pohybu spočívá hlavně v usnadnění práce extenzorovému aparátu. Jako kladka zvětšuje rameno síly kvadricepsu během celého pohybu a zvyšuje tak jeho účinnost (Kapandji, 1998). Při tahu kvadricepsu zároveň vzniká kompresní síla, která tlačí patelu proti plochám kondylů femuru. Přetěžování těchto kloubních ploch může vést ke vzniku femoropatelního syndromu (Nordin & Frankel, 2001).

Kvůli rozdílným tvarům kloubních ploch a osovému uspořádání kloubů dolní končetiny se při flexi v kolenním kloubu kombinuje více pohybů. Nejrozšířenější názor je, že dochází ke kombinaci tří pohybů – iniciální zevní rotaci kondylů femuru, valivému pohybu kondylů femuru po tibiálním plató a klouzavému pohybu kondylů femuru zároveň s pohyby menisků. Tento pohyb můžeme vidět v uzavřeném kinematickém řetězci, kdy je tibie punctum fixum. Zajímavostí také je, že kolenní kloub nemá jeden střed otáčení, a to díky nesourodému poloměru zakřivení obou kondylů, mluvíme pak o okamžitém středu otáčení v jednotlivých fázích flexe (Bartoníček & Heřt, 2004; Kapandji, 1998).

Osové uspořádání kolenního kloubu má velký význam pro zatížení jednotlivých struktur. Díky odklonu krčku a diafýzy femuru (kolodíafyzární úhel) vzniká mezi diafýzou femuru a tibie ve frontální rovině tupý, zevně otevřený úhel. Udávaná fyziologická velikost tohoto úhlu se pohybuje mezi 170° a 175° . Jedná se o fyziologickou valgozitu kolenního kloubu. I přes toto vychýlení by měly středy kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu ležet v jedné linii, tzv. mechanické ose dolní končetiny. Tato osa je od vertikály odkloněna zhruba o 3° . Patrné rozdíly v úhlech můžeme pozorovat mezi pohlavími, kdy ženy mají díky širším pánevním kostem valgózní úhel kolenních kloubů větší (Dylevský, 2009; Kapandji, 1998). Větší odchylky v těchto úhlech pak mohou hrát významnou roli při vzniku osteoartrózy z přetížení mediálního či laterálního prostoru kolenního kloubu. Pro stabilitu pately a rozložení sil femoropatelního kloubu má patrný význam tzv. Q – úhel. V klinické praxi se využívá také k vyjádření valgozity kolenního kloubu a jedná se o úhel svírající směr tahu kvadricepsu a osu ligamentum patellae. Normální hodnoty tohoto úhlu se uvádí u mužů do 10° a u žen do 15° . Při větším Q-úhlu hrozí vznik femoropatelního syndromu či luxace pately (Bartoníček & Heřt, 2004; Dylevský, 2009; Kapandji, 1998).

2.2. Struktura a funkce kosterního svalu

Kosterní sval můžeme popsat jako motor, převádějící chemickou energii na mechanickou práci a teplo. Výjimečnost kosterního svalu spočívá především ve schopnosti rychle generovat výkon nesrovnatelný s přístroji podobné velikosti, navrženými člověkem. Je obdivuhodné, jak se centrální nervový systém dokáže vyrovnat s řízením různých svalových funkcí a zajistit tak unikátní pohybové vlastnosti, které člověka nadřazují jakýmkoliv strojům. Základní svalovou vlastností je dráždivost a kontraktilita, základními fyzikálními vlastnostmi jsou pak pružnost a pevnost (Latash, 1998; Rokyta, 2008).

Celý sval je složen z paralelně uložených svalových vláken válcovitého tvaru, s velkým počtem buněčných jader. Podobně jako jiné buňky ohraničuje svalové vlákno membrána nazývaná sarkolema. Uvnitř sarkolemy je sarkoplazma obsahující kromě jiného sarkoplasmatické retikulum a myofilamenta. Pro rychlejší přenos akčního potenciálu jsou v sarkolemě vytvořeny vchlípeniny tzv. transverzální tubuly. Základ kontraktilního aparátu tvoří proteiny aktin a myozin. Tlusté myozinové vlákno je tvořeno více než dvěma sty do sebe zapletenými molekulami myozinu. Tenká vlákna aktinu tvoří dvoušroubovici, která je navíc obklopena dvoušroubovicí tropomyozinu. V pravidelných intervalech tato vlákna spojuje troponinový komplex, jenž umožňuje po navázání vápenatých iontů změnu konfigurace bílkovin a aktivaci celého komplexu. Vápenaté ionty, nezbytné pro kontrakci, jsou uloženy v sarkoplasmatickém retikulu. Zkrácení svalu může být o 50-70 % jeho délky, naopak prodloužení se v některých případech udává až o 180 % klidové délky (Latash, 1998; Rokyta, 2008).

2.2.1. Fyziologie svalového vlákna

Klidový membránový potenciál

V klidových podmínkách je v průběhu celého vlákna měřitelný gradient napětí, který má uvnitř vlákna velikost -90 mV. Vzniká díky různým koncentracím zejména sodíkových, draslíkových a chloridových iontů mezi membránou. V klidových podmínkách jsou sodíkové ionty ve větší koncentraci vně membrány a draslíkové uvnitř vlákna. Klidový membránový potenciál je nepatrně větší u pomalých svalových vláken (Hammelsbeck & Rathmayer, 1989; Kamen & Gabriel, 2010).

Akční potenciál svalového vlákna

Akční potenciál přenesený přes nervosvalovou ploténku depolarizuje membránu. Při hodnotě depolarizace 10 mV nebo více dochází ke stereotypní reakci nazývané akční potenciál svalového vlákna. Akční potenciál putuje po membráně a vchlípeninami do hloubky vlákna. V první fázi dochází ke zvýšení permeability sodíkových iontů, které vnikají do buňky a mění tak její polaritu. Zároveň se však mění permeabilita pro draslík, který proudí ven a snižuje tak membránový potenciál zpět. Po proběhlém potenciálu následuje refrakterní fáze, během které je snížena excitabilita membrány. Po krátkou dobu je membrána absolutně refrakterní, všechny sodíkové ionty jsou zavřené a nemůže být vyvolán akční potenciál bez ohledu na velikost stimulu. Následuje relativní refrakterní fáze, kdy jsou některé sodíkové kanály otevřeny. Akční potenciál může být generován tak dlouho, dokud je velikost excitačního stimulu dostatečně velká, aby překonala zvýšený práh dráždivosti (Kamen & Gabriel, 2010; Latash, 1998).

Odpovědí svalového vlákna na průběh akčního potenciálu je záškub. V závislosti na vlastnostech vlákna trvá tento záškub od několika desítek po několik stovek milisekund. Pro srovnání, svalový akční potenciál trvá okolo 10 ms. Jestliže je stimulováno několik vláken najednou, dojde k překrytí jejich záškubu a následnému zvýšení peaku amplitudy kontrakce nebo i k jejímu prodloužení. Jestliže dva akční potenciály přijdou na stejné vlákno v krátkém intervalu, jejich mechanický efekt se překrývá a roste. Při velkém počtu potenciálů přicházejících v dostatečné frekvenci dochází k vyrovnané úrovni kontrakce nazývané tetanus. Při nízkých frekvencích může docházet k „pilovitému“ tetanu. Při frekvencích vyšších pak ke splynutí jednotlivých záškubů a vytvoření „hladkého“ tetanu (Latash, 1998).

Rychlost šíření svalového potenciálu

Ve vztahu k rychlosti šíření potenciálu u nervového vlákna je rychlost šíření svalového potenciálu poměrně pomalá. U nervového vlákna se rychlost pohybuje až k 100 m/s, kdežto rychlost u svalového vlákna se udává od 2 do 6 m/s. Ke zjištění rychlosti vedení akčního potenciálu bylo vytvořeno několik technik. Ve svém přehledu se těmito technikám věnují například Arendt-Nielsen & Zwarts (1989). Rychlost vedení je však závislá na řadě vlastností svalových vláken:

Intramuskulární prostředí

Vliv intramuskulárního prostředí prokázal například Juel (1988) při testech na svalech myši. Podle něj rychlost klesá s vyšší koncentrací draslíkových iontů extracelulárně a s nižším pH intracelulárně, avšak nezávisle na koncentraci sodíkových iontů a extracelulárním pH.

Teplota

Rychlost vedení akčního potenciálu může růst s rostoucí teplotou svalu a naopak. Proto je pro vědecké účely vhodná místnost se stálou teplotou (Kamen & Gabriel, 2010).

Průměr vlákna a stavba svalu

Stalberg (1966) vyvodil pozitivní vztah mezi obvodem paže a rychlostí vedení, ke zvýšení rychlosti pak dochází blíže k nervosvalovým ploténkám. Naopak nižší je blíže ke šlaše. Další vlastností může být délka svalu, kdy prodloužení svalu snižuje rychlost vedení. Tato vlastnost se projevuje více u povrchových vláken, která se při pasivním streči protahují více (Kamen & Gabriel, 2010; Kossev, Gantchev, Gydikov, Gerasimenko, & Christova, 1992). Vyšší rychlost vedení se pak uvádí i u vláken s větším průměrem nebo u svalových vláken typu II, což může být způsobeno hustotou iontových kanálů (Zwarts & Stegeman, 2003). Na rychlosti vedení se podílí také svalová únava. Kamen a Gabriel (2010) uvádí, že při lehké zátěži do 30 % maximální volní kontrakce se rychlost vedení nemění nebo dokonce zvyšuje. Naproti tomu u zátěže větší nad 40 % maximální volní kontrakce rychlost vedení klesá. Houtman, Stegeman, Van Dijk a Zwarts (2003) zmiňuje iniciální pokles rychlosti, poté vzestup, a nakonec opět pokles rychlosti vedení potenciálu svalovým vláknem. Přisuzují to postupnému nábory dvou rozdílných druhů motorických jednotek.

2.2.2. Motorická jednotka

Již Sherrington (1910) popsal motorickou jednotku (MJ) jako nejmenší funkční jednotku neuromuskulárního systému. Je tvořena jedním α -motoneuronem, který inervuje několik svalových vláken. Jelikož se neuron řídí pravidlem vše nebo nic, dochází k přenosu akčního potenciálu a synchronizované kontrakci všech svalových vláken inervovaných jedním α -motoneuronem. Počet svalových vláken na jeden

motoneuron se pohybuje od 10 u okohybných svalů, až přes 1000 u velkých posturálních svalů. Motorické jednotky můžeme zjednodušeně rozdělit podle rychlosti kontrakce a podle rychlosti únavy do tří skupin. Na rychlé a unavitelné (fast twitch – fatigable, FF), rychlé a odolné únavě (fast twitch – fatigue resistant, FR) a pomalé a odolné únavě (slow twitch – fatigue resistant, S). Vliv na toto rozdělení má především rozdíl v morfologických a biochemických vlastnostech. Pomalé MJ disponují malými motoneurony, menším počtem svalových vláken a tenčími axony, což vede k pomalejší rychlosti šíření akčního potenciálu. Převažuje u nich oxidativní metabolismus. Rychlé MJ využívají více energie z ATP a glykogenu. FR vlákna však mají bohatší kapilární zásobení. Poměr druhu MJ ve svalu je různý v závislosti na funkci, avšak nábor MJ se řídí pomocí koordinačního pravidla neboli Hennemanova principu. Ten říká, že se nejprve aktivují malé, pomalé MJ, při vzrůstající síle se pak aktivují MJ velké a rychlé. Při volní kontrakci je aktivace asynchronní. Se zvyšující se silou stoupá firing MJ. Minimální hodnoty firingu jsou okolo 5-10 impulsů za sekundu, maximální mohou dosáhnout až 60 impulsů za sekundu. Při produkci velké síly pak dochází k synchronizaci MJ, která má za následek snížení hladkosti kontrakce, a také pravděpodobně rychlejší únavu (Kamen & Gabriel, 2010; Latash, 1998).

2.2.3. Vztah struktury svalu a EMG

Charakteristické variace ve svalové struktuře, týkající se délky nebo typu vláken, mohou ovlivňovat interpretaci výsledků aktivity svalů měřené pomocí povrchové elektromyografie (EMG). Délka svalových vláken může u povrchové EMG znamenat různé výsledky akčních potenciálů v různých částech svalu. To proto, že dlouhé svaly, jako například biceps femoris, mají různé délky svalových vláken, které můžou ležet v různé části svalu (Heron & Richmond, 1993; Kamen & Gabriel, 2010). Podobně může hrát roli také rozložení typu vláken ve svalu. Lexell, Taylor a Sjöström (1988) uvádí rozdíly rozložení typu vláken mezi povrchovou a hlubokou vrstvou svalu, kdy v povrchových vrstvách se vyskytují více vlákna rychlá (fast-twitch) a v hlubších pomalá (slow-twitch). Vliv na EMG mohou také mít různé pohybové úlohy jednotlivých vláken ve svalu (English, Wolf, & Segal, 1993).

2.3. Pohybová aktivita a zrání prepubescentních dětí

Mládež této kategorie můžeme zahrnout do vývojové kategorie staršího školního věku. Pohybová aktivita je ovlivněna hormonálními změnami jak v kvalitě, tak v kvantitě. Mezi hlavní symptomy těchto změn můžeme počítat pohyb, který se jako reflexně řízená činnost podílí na zapojování všech pohybových struktur a tím anabolickém efektu. Potřeba stimulace je z hlediska vývoje pozitivní. Kvůli dynamickému nárůstu svaloviny a změnám kostní struktury však může mít specializace, tělesné a psychické zatížení v některých sportovních odvětvích negativní dopad. Dochází ke zlepšení jak v hrubé motorice, např.: posturální kontrola, stabilita, kontrola a manipulace horních končetin (chytání, skákání, pády) či kombinace více pohybových prvků, tak i v motorice jemné. Pravidelná výkonnostní sportovní činnost představuje pro dospívajícího pozitivní přínos jak ve zdokonalení dovedností, intelektových předpokladů při řešení různých situací, tak sociálního zapojení a podřízení jedince zájmu celku (Kučera, Kolář, & Dylevský, 2011).

U mladých profesionálních fotbalistů můžeme pozorovat odchylky v tělesné stavbě, vývoji výšky a váhy či rychlosti zrání tkání. V návaznosti je důležité uvažovat o vztahu zátěže a zranění adolescentů. Malina in Reilly & Williams (2003) například srovnává střední výšku a váhu fotbalistů Evropy a Ameriky ve věku 9-18 let s růstovými tabulkami, kde střední výška odpovídá průměru populace ve stejné věkové skupině, ale v pozdějším dospívání (14 a více let) střední výška mírně klesá pod průměr. Naopak je tomu u střední váhy těchto fotbalistů, kdy v pozdějším adolescentním věku (14 a více let) střední váha lehce stoupá nad průměr populace. Vztah mezi výškou a váhou a hodnocením nadváhy je většinou hodnocen pomocí body mass indexu (BMI), avšak toto hodnocení má své limity, zejména pak u dospívajících sportovců majících značný nárůst tukuprosté hmoty. Autor pak nicméně uvádí, že podle hodnocení somatotypu dle Carter & Heath (1990) jsou dospívající hráči svalnatí a mezomorfní typy a štíhlejší než běžná populace.

Doba a načasování zrání tkání nebo dospívání je individuální. Může být hodnocena pomocí kosterní zralosti, a to např. za pomoci radiologického snímku zápěstí. Následně může být skeletální věk srovnán s chronologickým, kdy například u mexických fotbalových hráčů ve věku do 13 let byl skeletální věk různě variován nad a pod jejich chronologickým věkem. S přibývajícím věkem nad 13 let byl však skeletální věk spíše vyšší než chronologický (Pena Reyes, Cardenas-Barahona,

& Malina, 1994). Cacciari et al. (1990) porovnávali mladé italské fotbalisty s nespportujícími kontrolami. Hodnotili jak skeletální věk, tak genitální zrání pomocí objemu varlat a stupně pubického ochlupení u hráčů 14-16 let. Výsledky naznačovaly, že vývoj hráčů byl srovnatelný s populací chlapců starých 17 a více let. Pohlavní vyspělost tak může být důležitým prvkem pro zatížení hráčů, neboť může ovlivňovat aerobní odolnost spolu s rychlostí a silou. Individuální rozdíly biologického stavu zralosti hrají významnou roli ve funkční kapacitě dospívajících fotbalistů (Malina, Eisenmann, Cumming, Ribeiro, & Aroso, 2004).

2.4. Výskyt zranění u hráčů fotbalu

Během posledních let byly zaznamenány změny ve výskytu zranění u profesionálních hráčů fotbalu. Například Ekstrand a Gillquist (1982) uvádí, že většina úrazů se týkala vazů kotníku a kolene. Naproti tomu výsledky Arnasona et al. (2004) jsou přikloněny více k výskytu úrazů svalů stehna ve smyslu natažení. Dále v pořadí uvádí natažení třísel a až nakonec úrazy kolene a kotníku. Avšak zranění hamstringů můžeme označit jako nejčastější poškození svalu ve sportu a za posledních 30 let je frekvence poranění stále podobná. To naznačuje, že dosud zjištěné rizikové faktory nejsou účinně využity (Mendiguchia, Alentorn-Geli, & Brughelli, 2012).

Incidence zranění se uvádí většinou v poměru k 1000 hodinám sportovního výkonu. Například Hawkins a Fuller (1999) uvádí 27,7 zranění na 1000 soutěžních hodin u hráčů anglických týmů. Arnason et al. (2004) uvádí podobná čísla u 306 islandských hráčů, a to 24,6 zranění za 1000 hodin. Ekstrand, Häggglund a Waldén (2011) analyzovali výskyt zranění dlouhodobě od roku 2001 do 2009 u 2299 hráčů. Průměrně bylo zjištěno, že hráč utrpí 0,6 svalových zranění za sezónu. Dále uvádí, že poranění svalu je hlavním problémem, kterému hráči musí čelit, neboť se vyskytovalo u 31 % zranění. V systematickém přehledu Pfirrmanna, Herbsta, Ingelfingera, Simona a Tuga (2016) bylo zmíněno, že u elitních mladých hráčů fotbalu je poměr zranění od 9,5 do 48,7 za 1000 hodin zápasového vytížení a vyšší výskyt zranění během tréninku než dospělí hráči. Pravděpodobně i díky různým standardům kvality tréninku, vyspělosti hráčů a tréninkové intenzity.

Zajímavý audit zranění u profesionálních fotbalistů provedli Woods, Hawkins, Hulse a Hodson (2002). Pomocí dotazníků zjišťovali výskyt a povahu zranění a rozlišovali také výskyt v předsezónní přípravě a během sezóny u 91 klubů. Z oslovených hráčů asi 40 % (947 hráčů) prodělalo během dvou sezón alespoň jedno zranění v předsezónní přípravě. Dále uvádí celkový počet zranění 6030, z čehož předsezónních bylo 1025. Zároveň pak poukázali na větší výskyt zranění u hráčů pod 25 let. Důvodem může být náchylnost k přetrénování na konci sezóny, a po té menší připravenost na předsezónní část. Zajímavé bylo srovnání místa zranění na dolní končetině. Nejčastěji to bylo opět natažení svalu, ovšem předsezónní zranění se vyskytovala zejména v oblasti quadricepsu, kdežto během sezóny to byla oblast hamstringů. Autoři toto odůvodňují změnou zátěže v předsezónním tréninku, který obsahuje větší dávky běhu a střelby. Podobnou studii zjišťující podrobnosti o výskytu

zranění u mladých fotbalistů provedli Price, Hawkins, Hulse a Hodson (2004). Podle očekávání roste výskyt zranění s věkem a s větší tréninkovou zátěží. U obou skupin bylo zranění nejčastěji způsobeno bezkontaktně, a to při běhu. Zátěž mladých fotbalistů ve věku okolo 14 let by pak měla být přiměřená vzhledem k růstovému spurtu, a tím i většímu riziku výskytu onemocnění Osgood-Schlatter.

2.4.1. Prevence zranění

Jako prevence zranění můžeme označit proces identifikace potenciálního problému muskuloskeletálního systému. Tyto problémy pak můžeme ozřejmit různými testy a dotazníky. Následně pak dosažené výsledky aplikovat například do tréninkového plánu a tím se vyhnout muskuloskeletálnímu zranění nebo snížit jeho vliv na sportovce. V některých sportovních klubech se můžeme setkat s přehlížením preventivní činnosti a je pak věnována větší pozornost nápravě vzniklých problémů. Odborný personál by pak měl přemýšlet spíše proaktivně než reaktivně řešit již vzniklý problém. K tomu je zapotřebí neustálého vzdělávání a hodnocení sportovců nejlépe před zahájením sezóny (Barter, 2010). Studie vztahující se k prevenci zranění u sportovců se často zabývají prevencí poranění předního zkříženého vazů (ACL). Například Pollard, Sigward, Ota, Langford a Powers (2006) zkoumali vliv preventivního programu prováděného během sezóny na kinematiku kyčelního a kolenního kloubu u hráčů fotbalu. Po absolvování programu byla pozorována menší vnitřní rotace a abdukce kyčelního kloubu. Tyto aspekty byly brány jako snížení rizika vzniku zranění.

2.4.2. Rizikové faktory zranění hamstringů

Etiologie zranění hamstringů může být různá a riziko zranění je většinou multifaktoriální povahy. Zranění je pak nejčastěji klasifikováno jako natažení, či namožení svalu. Mezi rizika patří například chabá postura, horší řízení svalů, špatná technika nebo svalová únava (Bahr & Holme, 2003). Zranění pak většinou vzniká nejvíce při běhu, a to na konci švihové fáze nebo na začátku stojné fáze, kdy svaly zadní části stehna působí deceleračně jak na flexi v kyčli, tak na extenzi v koleni. To znamená v okamžiku excentrické kontrakce spolu s protažením svalu ve vysoké rychlosti, následovanou koncentrickou kontrakcí. Současně pak vnitřní síly přesáhnou kritický bod zlomu (Chumanov, Heiderscheit, & Thelen, 2011; Schache, Wrigley, Baker, & Pandy, 2009). Podle Beijsterveldta, Porta, Vereijkena a Backxe (2013) můžeme

klasifikovat rizikové faktory jako:

1. Vnitřní nemodifikovatelné – tj. pohlaví, věk, předchozí zranění.
2. Vnitřní modifikovatelné – tj. nedostatek flexibility, nevyvážená svalová síla, nestabilní pánev a páteř, problémové motorické řízení (špatná technika) nebo únava.
3. Vnější – tj. povrch hřiště, obuv.

Jednou z příčin může být zvýšený tonus svalů. Tímto se zabývali Witvrouw, Danneels, Asselman, D'Have a Cambier (2003). U hráčů se zraněním hamstringů nebo quadricepsu pozorovali nižší flexibilitu těchto svalů před zraněním než u kontrolní skupiny. Avšak jiné studie jsou opačného názoru a literatura je poměrně nejednotná. Například Engebretsen, Myklebust, Holme, Engebretsen a Bahr (2010), pomocí hodnocení pasivního rozsahu v kyčelním kloubu, nedosáhli výsledků, které by větší flexibilitu shledávali jako rizikový faktor zranění. Stejný závěr již dříve publikovali Arnason et al. (2004). Zajímavý názor však přinesla studie Chumanova Heiderscheita a Thelena (2007). Při zjišťování vlivu rychlosti při běhu na mechaniku hamstringů dospěli k závěru, že na délku a flexibilitu hamstringů má větší vliv m. iliopsoas kontralaterální strany více než samotné hamstringy. Proto také vzniká otázka, zda je analytické testování rozsahu pohybu a flexibility vhodným nástrojem pro zjištění rizika úrazu. Zejména pak proto, že je nutné brát v úvahu komplexitu pohybu, jako například stabilizaci pánve při běhu. Nicméně, jak popisují Navarro et al. (2015), sval je viskoelastický systém, kde napětí a délka svalu podmiňují tuhost materiálu. Při zvyšování tuhosti pak stoupá napětí a klesá velikost deformace. Proto můžeme říci, že zvýšená úroveň svalového tonu zmenšuje flexibilitu a zvyšuje tak i riziko zranění.

Síla svalu je také uváděna jako faktor pro vznik zranění hamstringů. Jedná se o jejich oslabení během koncentrické nebo excentrické kontrakce. Hodnocení se pak většinou provádí pomocí isokinetické dynamometrie. Navaro et al. (2015) a Opar, Williams a Shield (2012) uvádí, že svalové dysbalance bývají hodnoceny jako deficit koncentrické a excentrické síly flexorů i extenzorů kolene, nepoměr síly mezi hamstringy a quadricepsem nebo jsou hodnoceny bilaterální rozdíly síly. Studie se většinou ve výsledcích neshodují. Například skupina fotbalistů, absolvující předsezónní trénink obsahující excentrické posilování hamstringů, vykazovala nižší počet zranění svalu během sezóny než kontrolní skupina (Askling, Karlsson, & Thorstensson, 2003). Naproti tomu Bennell et al. (1998) při testování australských fotbalistů neodhalili žádné signifikantní rozdíly v poměrech sil mezi skupinou

zraněných a nezraněných hráčů. Jak uvádí Mendiguchia et al. (2012), je možné, že vznikající kontroverze je zapříčiněna právě měřením pomocí isokinetické dynamometrie, neboť měření dvoukloubových svalů probíhá pouze při pohybu v jednom kloubu. Při pohybové aktivitě a vzniku zranění je však pohyb komplexní.

Předchozí zranění hamstringů hraje logicky výraznou roli při zvýšení rizika opětovného zranění. Zejména pak díky snížení mechanického limitu tkáně, který vznikne při hojení vazivovou přestavbou. Podle Orchardy a Besty (2002) zanedbání doléčení a opětovná zátěž po zranění nejen u australských fotbalistů vede k tomu, že 12.6 % ze zkoumaných hráčů je do jednoho týdne opět zraněna a 30 % do konce sezóny. Silder, Reeder a Thelen (2010) prokázali pomocí dynamické magnetické rezonance proliferaci tkáně v proximální části svalu po natržení svalu. Zároveň však poukazují na fakt, že při excentrické kontrakci je tah tkáně v těchto místech větší než v distální části, a tak stoupá i riziko znovu poškození svalových vláken.

Příčinou může být také neadekvátní zahřátí svalu před výkonem, které může mít vliv hlavně na sílu a pružnost svalu (Safran, Garrett, Seaber, Glisson, & Ribbeck, 1988). Navarro et al. (2015) dále poukazují na významnost stability trupu a pánve neboli tzv. „*lumbo-pelvic synchronization*“. Zároveň zmiňují biomechanickou významnost synchronizace gluteálních svalů a hamstringů, kdy při nerovnováze dochází většinou k přetížení flexorů kolene a zvýšení rizika zranění. Nedostatečná stabilita trupu může hrát roli v nastavení pánve. Zvýšená antevertze pánve spojená často s nedostatečnou stabilizací trupu pak má vliv na hypertonus hamstringů (Kuszewski, Gnat, & Saulicz, 2009).

Jako predispoziční faktor pro vznik zranění je často zmiňována únava svalu. Únava má vliv na různé parametry jako je pokles síly svalu, změny v neuromuskulárním řízení pozorovatelné na EMG (Pinniger, Steele, & Groeller, 2000). Vliv únavy byl testován například pomocí únavového protokolu SAFT, kde u fotbalistů byl pozorován pokles výkonnosti ve sprintu, zhoršení v kinematice technických dovedností. Toto je většinou spojováno s následným zkrácením svalové délky hamstringů. Tyto projevy únavy u hráčů fotbalu mají vliv na vznik zranění během pozdějších fází tréninku nebo zápasu (Small, K., McNaughton, Greig, Lohkamp, & Lovell, 2009).

2.4.3. Rizikové faktory zranění ACL

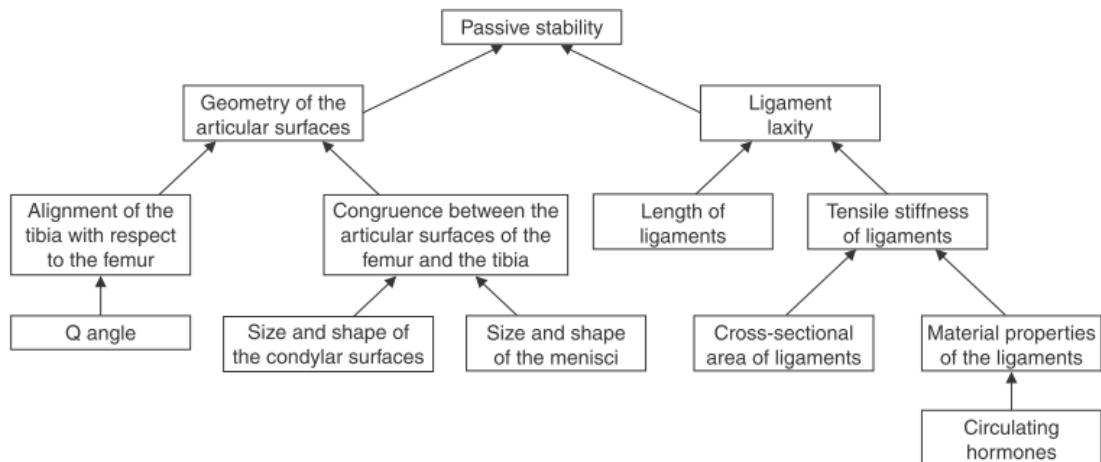
Zranění ACL zvyšuje riziko vzniku osteoartrózy a možného sekundárního poranění menisků. Poranění kolenního kloubu a pak zejména ACL u fotbalistů je jedním z nejčastějších vážnějších zranění. Často zmiňovaným znakem je pak vyšší výskyt u žen. V přehledové studii Arendtové a Dicka (1995) uvádí až 2-8 x vyšší riziko zranění u hráček fotbalu a basketbalu. Vliv na riziko vzniku je pak multifaktoriální. Griffin et al. (2000) zmiňuje, že nebyla nalezena žádná chyba v systematickém bias, a proto jsou ženy u těchto sportů pravděpodobně náchylnější ke vzniku zranění ACL, i když je výskyt tohoto zranění v jiných sportech převážně větší u mužů. Ve studii Brophyho, Silvers, Gonzalese a Mandelbauma (2010) došli k závěru, že u zranění ACL, které vzniklo nekontaktně, jsou ženy náchylnější ke zranění na stojné (nedominantní) noze, kdežto muži na noze kopací (dominantní). Což naznačuje možnost vlivu anatomických a neuromuskulárních rozdílů.

Risk zranění může být až 4x větší během zápasu ve srovnání s tréninkem. Během zápasu pak většinou zranění vzniká kontaktně, během tréninku naopak bezkontaktní příčinou (Agel, Evans, Dick, Putukian, & Marshall, 2007; Bjordal, Arnøy, Hannestad, & Strand, 1997). Ve studii Bodena, Deana, Feagina a Garretta (2000) byl vznik zranění připisován zejména nekontaktnímu mechanismu. Takový výskyt byl u 71 zranění ze 100 sportovců. Toto tvrzení podporuje také Wetters, Weber, Wuerz, Schub a Mandelbaum (2016).

2.4.4. Mechanismus vzniku nekontaktního zranění ACL

Podle Bodena et al. (2000) je mechanismus vzniku nekontaktního zranění závislý na pohybové aktivitě, nicméně se jedná často o podobné znaky, a to změny rychlosti a tím generování velkých sil v kolenním kloubu působících různými směry. To může být velké zpomalení, nebo zastavení pohybu na jedné (zraněné) noze a rychlá změna směru. Dále také dopady ze skoku v plné extenzi kolene nebo nadměrná rotace blízko plné extenze, zároveň však s položenou ploskou. Ve studii Markolfa, Goreka, Kaboa a Shapira (1990) pozorovali moment zranění při kombinaci valgózních, rotačních silových momentů, načež hyperextenze kolene tah na ACL ještě více znásobí. Jak naznačuje systematický přehled Quatmana, Quatmana-Yatase a Hewetta (2010), složitost mechanismu vzniku zranění je v kombinaci působení sil ve více rovinách (multiplanární mechanismus), zatímco zvýšení síly působící na ACL v jedné rovině

zranění často nevyvolá. Avšak působení síly v jedné rovině může převažovat. Většinou se pak jedná o působení anteriorní smykové síly. Anteriorní smyková síla je ovlivněna posteriorní reakční silou podložky na nohu. Toto zvyšuje flekční moment kolenního kloubu, který musí být vyrovnán extenčním momentem generovaným kvadricepsem. Následně se zvýší anteriorní smyková síla proximálního konce tibie, což má za následek napnutí ACL (Markolf et al., 1990).



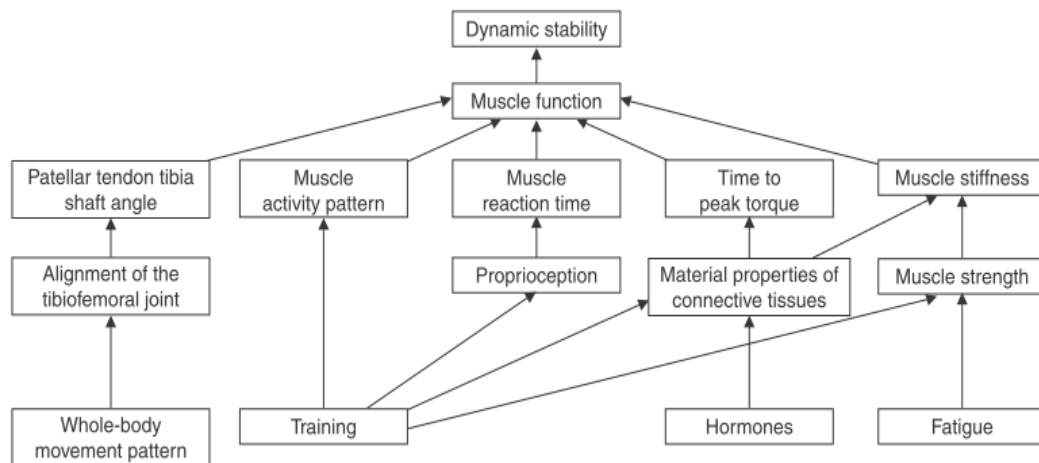
Obrázek 1. Faktory ovlivňující pasivní stabilitu kolenního kloubu (Hughes & Watkins, 2006, 416)

Jak již bylo zmíněno výše, důležitou roli hraje silové působení svalů probíhajících kolem kolenního kloubu. Především pak aktivace kvadricepsu, hamstringů a gastrocnemiu. Většinou se studie shodují na tom, že kvadriceps zvyšuje napětí ACL, většinou v nižších stupních flexe (Fleming, Ohlén, Renström, Peura, Beynon, & Badger, 2003; Markolf et al., 1990). Zároveň s tím pak hamstringy brání nadměrnému tahu kvadricepsu a chrání tak ACL před nadměrným napětím. Minimálně sporným můžeme nazvat vliv gastrocnemiu na napětí ACL. Například studie Dürselena, Claesa a Kiefera (1995) testovala efekt síly svalů a vnějších sil na napětí ACL u kadaverů. Podle jejich výsledků izolovaná aktivace kvadricepsu nejvýše zvyšuje napětí mezi 20-60° flexe kolene, hamstringy snižovali napětí ACL mezi 70-110° flexe. Za hlavní výsledek však považovali, že gastrocnemius má vliv především na zvýšení napětí posteriorního zkříženého vazy. Fleming et al. (2001) však uvádí, že při pokusu in-vivo kokontrakce kvadricepsu a gastrocnemiu měla za vliv větší napětí ACL než aktivace jednotlivých svalů při flexi 15-30°. Dále kokontrakce gastrocnemiu a hamstringů při této flexi způsobila menší napětí ACL než kontrakce pouze gastrocnemiu. Tudíž autoři vyvodili výsledek, že gastrocnemius může mít

antagonistický vliv na ACL. K výsledkům obou studií však musíme přihlížet s nadhledem kvůli nestejným podmínkám pohybu a nevyužití pohybu v uzavřeném kinematickém řetězci. Nicméně Alentorn-Geli et al. (2015) hodnotil vliv gastrocnemiu jako rizikový faktor vzniku zranění ACL. Pomocí tensiomyografie došel k závěru, že gastrocnemius nehraje významnou roli jako rizikový faktor u fotbalistů mužské kategorie.

2.5. Neuromuskulární stabilizace

Funkční stabilizace kloubu, jak už název napovídá, je důležitá pro vykonání nějaké funkční aktivity, jako je například sportovní výkon. Na této stabilizaci se podílí jak statické, tak dynamické stabilizátory. Neuromuskulární řízení je součástí dynamické stabilizace. Při pravidelné sportovní aktivitě, jakou je kopaná, můžeme vliv neuromuskulárního řízení považovat za jednu z nejdůležitějších součástí stabilizace kloubu. Pojem neuromuskulární řízení lze definovat jako nevědomou aktivaci svalů obklopujících daný kloub, vznikající na základě senzoričké stimulace (Griffin et al., 2000; Matthews, 1982). Již Sherrington (1900) původně popisoval vliv propiocepce jako aferentního signálu z periferie na rovnováhu a stabilizaci kloubů.



Obrázek 2. Faktory ovlivňující dynamickou stabilitu kolenního kloubu (Hughes & Watkins, 2006, 418)

Zdrojem těchto informací jsou mechanoreceptory vyskytující se ve svalech, kloubech a kůži. Stimul zaznamenaný receptory pokračuje aferentním neuronem do míchy, kde dochází k přepojení na γ -motoneurony, α -motoneurony a interneurony. Některé interneurony zabezpečují senzoričskou integraci na spinální úrovni, jiné tvoří ascendentní trakt vedoucí informaci do vyšších center řízení. Pro supraspinální řízení dynamické stability kloubů jsou to pravděpodobně zejména spinocerebelární dráhy, vedoucí informaci do mozečku (Lephart Riemann, Fu in Lephart, & Fu, 2000). Mozeček následně porovnává informace z periferie s informacemi z centrálních oblastí motorických a senzoričkých, ze kterých vzniká plán pohybu. Toto řízení můžeme popsat jako zpětnovazební. Díky tomuto řízení pak včasná aktivace svalů zabraňuje vlivu extrémních sil na poškození statických stabilizátorů, jako je ACL (Griffin et al., 2000).

U sportovců však často právě tato stěžejní stabilizační spolupráce antagonisty a agonisty u kolenního kloubu bývá nedostatečná. Proto nácvik koaktivace hamstringů a kvadricepsu může vést ke snížení zátěže, která zvyšuje riziko zranění ACL (Myer, Ford, Brent, & Hewett, 2006; Withrow, Huston, Wojtys, & Ashton-Miller, 2008). Stabilita kolenního kloubu během dynamických pohybů, daná svalovou funkcí, je ovlivněna více faktory. Jedním z nich může být úhel mezi ligamentum patellae a dlouhou osou tibie v sagitální rovině, tzv.: *patella tendon-tibia shaft angle*. Vliv tohoto úhlu na větší napětí ACL je popisován kvůli většímu tahu quadricepsu za tibii, a tím vytváření větší anteriorní smykové síly (Van Eijden, De Boer, & Weijs, 1985). Nunley, Wright, Renner, Yu a Garrett (2003) ve své studii potvrdili lineární zmenšení tohoto úhlu během extenze, a proto je vliv anteriorní síly největší v extenzi kolenního kloubu. Zajímavé pak bylo také zjištění, že tento úhel byl průměrně o 3,6 ° větší u testovaných žen než u mužů v celém průběhu flexe kolene. Proto může být významným rizikovým faktorem u žen.

Aktivace kolenních flexorů a extenzorů by měla být vyvážená tak, aby se smykové síly blížily nule. Častým rizikem je však zvýšená aktivita quadricepsu. Ve studii Zeller, McCroryho, Kiblera a Uhla (2003) pozorovali rozdíly aktivity quadricepsu a hamstringů na EMG u sportovců při vykonání dřepu na jedné noze. Došli k závěru, že ženy více aktivují quadriceps (konkrétně m. rectus femoris) než muži. Již dříve byl podpořen tento závěr studií Malinzaka, Colbyho, Kirkendalla a Garretta (2001), kdy po testování rekreačních sportovců, 11 mužů a 9 žen, pomocí běhu a výpadů dosáhli větší aktivace quadricepsu a menší aktivace hamstringů, a tím i většího zatížení ACL, ženy.

Pro rychlost dosažení dynamické stability kolenního kloubu je důležitý reakční čas aktivace svalu a čas dosažení maximálního točivého momentu. Rozdíly pak opět mohou být patrné mezi pohlavími. Cowling a Steele (2001) zkoumali pomocí EMG reakční časy u 7 mužů a 11 žen při doskoku na jednu nohu, který následoval po výskoku na síť. Signifikantní rozdíl byl nalezen u reakčního času m. semimebranosus, kdy muži vykazovali zpožděný nástup aktivace, a po kratší dobu. To znamená, že efektivněji využívají aktivaci svalu jako synergisty pro ACL. Wojtys, Huston, Taylor a Bastian (1996) se snažili najít spojitost mezi tréninkovými programy a jejich vlivem na reakční časy svalů kolenního kloubu pomocí povrchové EMG. Ze třech programů, obsahujících izokinetický protokol, izotonický protokol a trénink dovednostní koordinace, měl právě poslední trénink největší vliv na zlepšení reakčních časů. Krosshaug, Nakamae, Boden,

Engebretsen, Smith, Slauterbeck a Bahr (2007) pomocí videoanalýzy zjistili, že u 39 zraněných testovaných basketbalistů (žen i mužů) vzniklo zranění ACL v rozpětí 17 až 50 milisekund po iniciálním kontaktu. Proto je důležitá včasná preaktivace svalů. Ve studii Zebise, Andersena, Benckea, Kjæra a Aagaarda (2009), po měření EMG preaktivity m. vastus lateralis, medialis, rectus femoris, semitendinosus a biceps femoris během výpadů do strany porovnávali data u házenkářek a fotbalistek po 2 sezónách u pěti zraněných z celkového počtu 50. Došli k závěru, že zraněné hráčky měly před zraněním sníženou preaktivitu m. semitendinosus a zvýšenou preaktivitu m. vastus lateralis. Vzorek 5 hráčů je malý, avšak autoři navrhují využití měření preaktivity svalu k identifikaci rizikové zóny pro možné zranění ACL.

Další proměnou, která hraje roli při snížení smykových sil na ACL a současně zvyšuje kontakt kloubních ploch, je tonus svalů, uváděný jako svalová tuhost. V podstatě se jedná o bránění pohybu uvnitř kloubu pomocí odporu svalů. Aktivní svalová tuhost je závislá na úhlu v kloubu, je také přímo úměrná myoelektrické aktivitě a síle generované svalem (Julian & Morgan, 1981; McHugh & Hogan, 2004). Withrow et al. (2008) na kadaverech pomocí snímače zatížení a optoelektronického zařízení na sledování tibiofemorální kinematiky potvrdili fakt, že aktivita hamstringů snižuje napětí ACL také při simulovaném dopadu, kde hraje tuhost důležitou preventivní roli. Granata, Wilson a Padua (2002) zkoumali pohlavní rozdíly tuhosti quadricepsu a hamstringů. Tuhost byla zkoumána pomocí maximální volní izometrické kontrakce flexorů a extenzorů kolene, za využití povrchové EMG, akcelerometru a dynamometru v úhlu flexe 45°. Výsledky potvrdily, že ženy mají, i díky menší vyvinuté síle, zhruba 60-70 % efektivity tuhosti svalu mužů, a to jak u kvadricepsu, tak hamstringů. Podobné výsledky pak testovali pomocí funkčního Hop-testu (Granata, Padua, & Wilson, 2002). Vliv svalové tuhosti na prevenci zranění ACL zkoumali i Wojtys, Huston, Schock, Boylan a Ashton-Miller (2003). Opět se zaměřovali na pohlavní rozdíly, tentokrát se však soustředili na vliv rotačních pohybů, které například u basketbalistů a fotbalistů hrají větší roli než u jiných sportů a svaly tak musí být připraveny reagovat na dané pohyby. Proto také pozorovali větší svalovou tuhost u těchto sportovců, ve srovnání například s cyklisty nebo běžci. Opět ale zmínili větší riziko poranění ACL pro ženy, které vykonávají „rizikové“ sporty jako fotbal.

2.6. Únava

Únava je nedílnou součástí a průvodním jevem jakékoliv činnosti. O únavě můžeme mluvit jako o fyziologické nebo dokonce nutné a potřebné. Postupný pokles výkonnosti je doprovázen ztrátou nebo změnou techniky dané činnosti. Obecně rychlost nástupu únavy ovlivňuje při sportovním výkonu kvalita předehřátí a délka regenerace. Příznaky únavy je nutné redukovat pomocí vhodných kompenzačních aktivit, zejména kvůli možnému přechodu z fyziologického do patologického stavu, a to jak v průběhu, tak po ukončení zátěže (Dylevský & Kučera, 1999).

Změny v průběhu sportovního výkonu vlivem únavy uváděné Dylevským a Kučerou (1999) jsou např.:

- Chemické změny ve svalu vedoucí ke zpomalení odpovědi na kontrakční impulz
- Ovlivnění cévního zásobení svalů
- Snížení svalové pružnosti
- Snížení koordinace pohybu nebo selhání funkce svalů a disharmonie mezi agonistou a antagonistou
- Snížení potenciálů neuromuskulární ploténky
- Bolestivé příznaky jiné než v pohybovém systému.

Za určitých okolností se z fyziologické únavy může stát únava patologická, vznikající překročením hranice tolerance zátěže. Faktorem vzniku přetížení může být například i antropometrická konfigurace nebo převažující typ svalových vláken, přičemž patologická únava vzniká rychleji především u svalů s převahou vláken I. typu. Důsledkem dlouhodobě prováděných aktivit, při kterých dochází k překročení tolerance zátěže, vzniká kumulací prepatologických symptomů přetrénování (Dylevský & Kučera, 1999).

Podle Scherrera (1995) je únava určována nástupem prahu vyčerpání. Při dynamické práci můžeme pozorovat pokles výkonu a při statické práci pokles síly. Na úrovni svalů je i přes velkou intenzitu zátěže část vláken stále schopna kontrakce. Může jít o bílá vlákna, která se po rychlém vyčerpání opět zregenerovala za současných pomalých kontrakcí vláken červených. Některá vlákna pak mohou zůstat zcela nezapojena nebo se zapojují intermitentně. Vyskytuje-li se příčina v řídicím systému, nezáleží na druhu svalových vláken. Jedná se pak spíše o poruchu řízení, jejíž přítomnost může být lokalizována od centrálního nervového systému (CNS)

až po membránu svalového vlákna. Na úrovni nervových vláken je však odolnost vůči únavě při intenzivní izometrické kontrakci velmi vysoká, neboť ani elektrická stimulace nervu po 60 s maximální izometrické aktivitě nezvýší mechanickou odpověď svalu. Při sledování akčních potenciálů motorických jednotek však ke změnám dochází. Snížení frekvence impulsů motorických jednotek je pozorovatelné pomocí snížení obalové křivky na záznamu povrchového EMG. Podle Scherrera lze ale říci, že výskyt prahu vyčerpání při nástupu únavy není ani při dynamických aktivitách příliš vázáno na nervové řízení. Při celkové dynamické práci může být příčina únavy v nedostatku energetických látek za současného omezení dodávek kyslíku, dále také v omezení utilizace ve svalovém vlákne s následnou poruchou resyntézy ATP na mitochondriích nebo pokles kontraktility aktinu a myozinu (Scherrer, 1995).

2.6.1. Vliv únavy na neuromuskulární řízení

Únava je, díky negativnímu ovlivnění neuromuskulárního řízení svalů, zmiňována jako jeden z faktorů ohrožujících ACL u sportovců, zejména na konci sportovních utkání. Zvýšený počet zranění je zřejmý také s průběhem sezóny u mladých hráčů, což pravděpodobně díky větší tréninkové a zápasové vyčerpání může být projevem únavy a neúplné regenerace (Hawkins, & Fuller, 1999; Rahnama, Reilly, & Lees, 2002). Únava jako taková může být rozdělena na centrální a periferní. Gandevia (2001) popisuje únavu jako snížení maximální volní kontrakce vyvolané cvičením, které může nastat nejen periferními změnami na úrovni svalu, ale také díky snížené schopnosti CNS adekvátně řídit motoneurony. Většinou je pak tento stav reverzibilní, díky odpočinku. Změny v nervovém řízení, ovlivňující zhoršení únavy, mohou být přítomny na úrovni supraspinálních drah a spinálních reflexů. Svalová únava může mít vliv na statestézii kloubu, kdežto na kinestézii má vliv menší (Rozzi, Yuktanandana, Pincivero, & Lephart in Lephart & Fu, 2000).

Fyziologické procesy, řídící v důsledku kontraktilitu svalu, můžeme označit jako nemetabolické faktory únavy. Je to například snížení nervosvalového dráždění nebo zpomalení spřažení excitace s kontrakcí. Změny těchto nemetabolických faktorů během únavy jsou měřitelné pomocí EMG. Pozorovatelné je snížení spektra k nižším frekvencím, zpomalení rychlosti vedení doprovázené zvýšením náboru motorických jednotek nebo zpomalení přenosu potenciálu na nervosvalové ploténce (Rozzi, Yuktanandana, Pincivero, & Lephart in Lephart & Fu, 2000).

Výzkumy používající EMG prokázaly únavu svalů např. během sprintu, kde sledovaly pokles produkované síly hamstringů. Ve studii Nummeli, Ruska a Meri (1994) autoři také zmiňují vliv zvýšené neurální aktivace na kompenzaci svalové únavy. Preaktivace svalu hraje důležitou roli v dosažení svalové síly produkované pro běh. Během simulovaného fotbalového zápasu Rahnema, Reilly, Lees a Graham-Smith (2003) pozorovali snížený peak točivého momentu hamstringů vlivem únavy. Snížení svalové síly může být také díky nižšímu náboru svalových vláken a vlákna, která již pracují, začínají selhávat. Gleeson, Reilly, Mercer, Rakowski a Rees (1998) vyšetřovali vliv protokolu únavy u rekreačních fotbalistů na neuromuskulární a muskuloskeletální výkon. Výsledky potvrdily pokles peaku točivého momentu u m. biceps femoris a velký pokles síly ve srovnání se skupinou, která absolvovala kontinuální běh na páse. Autoři dále zmiňují, že zvýšené hodnoty elektromechanického zpoždění (EMD) a anteriorního posunu v tibiofemorálním kloubu po únavovém protokolu jsou považovány za nejvíce ohrožující integritu ACL. Zvýšenou fyziologickou únavu během zápasu fotbalu ovlivňují i vlastnosti tohoto sportu, jenž se vyznačuje přerušovanou zátěží s rychlými změnami směru.

Rampinini, Bosio, Ferraresi, Petruolo, Morelli a Sassi (2011) uvádí, že během fotbalového zápasu na profesionální úrovni je u hráčů pozorovatelný pokles maximální volní kontrakce a výdrže sprintu, zatímco dovednost krátkých přihrávek nebyla v jejich studii ovlivněna. Negativně ovlivněné proměnné se upravily na původní úroveň do 48 hodin, proto zápasem vyvolanou únavu autoři vysvětlují jako kombinaci periferních a centrálních faktorů. Centrální únavu zmiňují jako zodpovědnou za pokles maximální volní kontrakce a schopnosti sprintu, zatímco periferní únava je spíše zodpovědná za svalovou bolest, a tedy spojená s poškozením svalu a vznikem zánětů. Únavu při opakovaných sprintech na kole pozoroval Hauiter et al. (2000). Pomocí povrchového EMG sledovali pokles účinnosti signálu především u silových monoartikulárních svalů jako m. vastus lateralis a m. gluteus maximus. Tyto změny zřejmě souvisí především s akumulací laktátu a poklesem vysokoenergetických fosfátů. Při únavě silových svalů byla zároveň pozorována intermuskulární koordinace, ve smyslu snížení aktivity antagonistických svalů, pravděpodobně způsobenou reflexním řízením pomocí Golgiho šlachových tělísek. Ve studii Lattiera, Milleta, Martina a Martina (2004) zkoumali neuromuskulární změny, mechanickou a elektrofyziologickou odezvu při únavě, vytvořenou celkovou dynamickou zátěží simulovanou během do kopce. Z výsledků hodnocení maximální volní kontrakce a EMG aktivity svalů kolenního kloubu vyvodili

závěr, že centrální únava může mít vliv na pokles síly, neboť byl nalezen po zátěži vyšší deficit aktivace svalu. Hlavní vliv však přisuzují selhávání kontraktálního aparátu. Zároveň poukazují na to, že acidóza a vysoká hladina laktátu nemá vliv na selhání maximální tetanické izometrické kontrakce.

Padua, Arnold, Perrin a Gansneder (2006) zaznamenali rozdílný vliv únavy na aktivaci svalů u mužů a žen pomocí EMG. Při hop-testu prováděném po zátěži probandi celkově využívali spíše kotníkovou strategii a aktivaci svalů hlezna. Méně spoléhali na aktivaci hamstringů. Vyšší peak aktivace pak měli agonisti pohybu (quadriceps, soleus, gastrocnemius), což negativně ovlivňuje stabilitu kolene. Navíc byla po únavě pozorována vyšší aktivace quadricepsu u žen než u mužů. To u žen pravděpodobně zvyšuje riziko zranění ACL.

V systematickém přehledu Santamarii a Webstera (2010) se autoři zabývají efektem únavy na biomechaniku dolní končetiny během dopadu na jednu nohu. Tím se zvyšuje riziko vzniku poranění ACL. Při kontrole studií došli k závěru, že únava biomechaniku dopadu ovlivňuje, avšak ve studiích jsou přítomny četné metodologické rozdíly a je tak těžké syntetizovat data, z kterých by se daly vyvodit relevantní výsledky. Lessi, dos Santos, Batista, de Oliveira a Serrão (2017) zmiňují, že studie často hodnotí kinematiku kolene a kyčelního kloubu, nicméně pánev a trup bývají často opomíjeny. Pokles aktivace svalů dolní končetiny přitom během únavy může změnit nastavení trupu a pánve. V důsledku je pak pozice trupu důležitý aspekt pro změnu zátěže na ACL. Snížená flexe trupu při dopadu zvyšuje aktivaci quadricepsu a tím anteriorní smykovou sílu (Blackburn, & Padua, 2009; Kulas, Hortobágyi, & DeVita, 2012).

3. Cíle a výzkumné otázky

3.1. Cíl diplomové práce

Hlavním cílem diplomové práce je zhodnotit, zda dochází ke změnám aktivace vybraných svalů dolní končetiny vlivem únavy během sezóny při provedení squat-jumpu u fotbalistů žákovských kategorií.

3.2. Dílčí cíle

1. Hodnocení změn aktivity vybraných svalů dolní končetiny na začátku sezóny a v průběhu sezóny u kategorií U13 a U15.
2. Hodnocení rozdílů aktivity vybraných svalů dolní končetiny mezi kategoriemi U13 a U15 na začátku sezóny a v průběhu sezóny.
3. Hodnocení změn aktivity vybraných svalů dolní končetiny během týdne od zápasového vytížení u kategorií U13 a U15.

3.3. Hypotézy

H01: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK na začátku sezóny a v průběhu sezóny u kategorie U13.

H02: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK na začátku sezóny a v průběhu sezóny u kategorie U15.

H03: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK na začátku sezóny mezi kategoriemi U13 a U15.

H04: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK v průběhu sezóny mezi kategoriemi U13 a U15.

H05: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK před zápasem a po zápase u kategorie U13 a U15.

H06: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK před zápasem a během týdne od zápasu u kategorií U13 a U15.

H07: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK po zápase a během týdne od zápasu u kategorií U13 a U15.

4. Metodika

Výzkum je součástí projektu výzkumné práce doc. PaedDr. Michala Lehnerta, Dr. s názvem „Kumulativní efekt únavy na neuromuskulární řízení kolene a riziko zranění u mladých sportovců během růstu a zrání“. Vyjádření etické komise FTK UP se vztahuje na celý tento projekt, tedy i na výzkum předložený v diplomové práci. Originální vyjádření je k nahlédnutí u hlavního řešitele, kopie přiložena v příloze 1.

4.1. Charakteristika výzkumného souboru

Měření se zúčastnilo 49 fotbalistů SK Sigma Olomouc, a.s. ve věku 13-15 let. Měření dokončilo a potřebná data pro kompletní výzkum byla použita u 32 z nich (20 probandů kategorie U13 a 12 probandů kategorie U15). Tento počet zároveň tvoří výzkumný soubor.

Pro splnění kritérií pro zařazení museli být probandi součástí sportovního klubu, kde provozují soutěžní činnost na nejvyšší úrovni pro mladé hráče. Kritéria pro vyloučení bylo vážné poranění stehna a kolene v posledních 6 měsících.

Probandi byli informováni písemně, v příloze 2, i verbálně o průběhu a cílech studie. Zároveň byli písemně informováni zákonní zástupci, kteří podpisem potvrdili souhlas s účastí a využitím dat pro vědecké účely. Dále byly zjišťovány další doplňující informace jako dřívější poranění či dominance dolní končetiny. Dominantní dolní končetina byla zvolena po provedení výstupu na schod.

4.2. Technické vybavení

Elektrická aktivita svalu byla měřena během bilaterálního výskoku ze dřepu (squat-jump). U 1. měření pomocí povrchového elektromyografu Noraxon MyoSystem 1400A, u 2. a týdenního měření byl z technických důvodů použit přístroj Noraxon TeleMyo 2400 G2. Snímány byly svaly m. semitendinosus, m. biceps femoris a m. gastrocnemius medialis. Použity byly kruhové samolepící elektrody o průměru 24 mm Kendall-ARBO silver-silver chlorid s pevným hydrogelem. Signál byl snímán třemi svody při frekvenci 1000 Hz. Odpor přístroje byl $> 10 \text{ M}\Omega$. Zahájení pohybu bylo snímáno pomocí dopadové plošiny PASCO.

4.3. Postup měření

Zúčastnění probandi se podrobili familiarizaci před samotným měřením, aby bylo dosaženo co nejpřesnějšího provedení testů.

Měření bylo rozděleno do dvou částí. V září 2016 probíhalo 1. předsezónní měření, v listopadu 2016 pak probíhalo 2. měření v průběhu sezóny pro zjištění vlivu akumulační únavy. Zároveň s tím byla pořízena data týdenního měření, které mělo za cíl zjišťovat vliv reziduální únavy na změny elektrické aktivity svalu po utkání, 48 hodin, 96 hodin a týden od utkání.

Měření probíhalo v tréninkových prostorách SK Sigma Olomouc a.s. Před každým měřením absolvovali probandi z důvodu prevence zranění rozcvičku skládající se z dynamického strečinku a krátkého vyklusání.

Po rozcvičení byly aplikovány elektrody do oblasti výše zmíněných svalů dle Konrada (2006). Kůže byla řádně očištěna a vysušena. Uložení elektrod bylo paralelní s průběhem svalových vláken s rozstupem 1 cm. Referenční elektroda byla součástí prvního svodu a byla umístěna do oblasti tuberositas tibiae.

Následně byla na plošině PASCO probandem zaujata výchozí pozice ve dřepu (semisquatted position), jehož přesné provedení bylo nacvičeno při familiarizaci. Po povělu proband provedl maximální výskok směrem vzhůru (squat-jump), bez protipohybu dolů. Každý proband vykonal během jednotlivých měření 3 pokusy.

4.4. Analýza elektromyografického záznamu

Ze tří pokusů byly pro další statistické zpracování vybrány druhé pokusy. V případě nepovedeného pokusu byl hodnocen pokus třetí. Pro analýzu EMG záznamu byl využit program MyoResearch XP Master Version 1.03.07. Elektromyografický záznam každého z měřených svalů byl upraven rektifikací a vyhlazením signálu. Po rozdělení na fázi klidovou a na fázi svalové aktivity byly následně normalizovány hodnoty mean frequency (podíl frekvence při pohybu a klidové frekvence) a doba nástupu aktivace svalu (maximální peak – 10 % z max peak).

4.5. Statistické zpracování dat

Po určení všech potřebných hodnot byla tato data seřazena do tabulek v programu Microsoft Excel k následnému statistickému zpracování v programu Statistica verze 12. Určeny byly základní statistické veličiny (aritmetický průměr, maximální a minimální

hodnota, medián, směrodatná odchylka). K určení statistické významnosti výsledků mezi věkovými skupinami byl použit Mann-Whitneyův test. Pro určení statistické významnosti výsledků týdenního měření a měření před a v průběhu sezóny bylo využito Wilcoxonova testu. Hladina statistické významnosti rozdílů byla stanovena na hodnotě $p < 0,05$.

5. Výsledky

5.1. Hypotéza H01

H01: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK na začátku sezóny a v průběhu sezóny u kategorie U13.

Tabulka 1: Porovnání aktivity svalů na začátku a v průběhu sezóny u kategorie U13, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_1 & GA_nástup_2	19	83,00000	0,482906	0,629163
GA_mean_fq_1 & GA_mean_fq_2	19	34,00000	2,454773	0,014098
BI_nástup_1 & BI_nástup_2	19	77,00000	0,724359	0,468846
BI_mean_fq_1 & BI_mean_fq_2	19	74,00000	0,845086	0,398064
SE_nástup_1 & SE_nástup_2	19	73,50000	0,865207	0,386926
SE_mean_fq_1 & SE_mean_fq_2	19	26,00000	2,776711	0,005492

Vysvětlivky tabulky 1: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; proměnná 1 – měření na začátku sezóny; proměnná 2 – měření v průběhu sezóny; nástup = doba nástupu aktivace svalu; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů na začátku sezóny a v průběhu sezóny u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** na začátku a v průběhu sezóny u kategorie U13 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalů **m. gastrocnemius medialis** ($p = 0,014$) a **m. semitendinosus** ($p = 0,005$). Průměrné hodnoty mean frequency u m. GA na začátku sezóny byly 0,806, v průběhu pak 1,069. U m. SE byly průměrné hodnoty na začátku sezóny 0,779, v průběhu sezóny 0,963.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H01 potvrzena.

5.2. Hypotéza H02

H02: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK na začátku sezóny a v průběhu sezóny u kategorie U15.

Tabulka 2: Porovnání aktivity svalů na začátku a v průběhu sezóny u kategorie U15, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_1 & GA_nástup_2	11	26,00000	0,622376	0,533695
GA_mean_fq_1 & GA_mean_fq_2	11	29,00000	0,355643	0,722108
BI_nástup_1 & BI_nástup_2	11	29,00000	0,355643	0,722108
BI_mean_fq_1 & BI_mean_fq_2	11	28,00000	0,444554	0,656642
SE_nástup_1 & SE_nástup_2	11	21,00000	1,066930	0,286004
SE_mean_fq_1 & SE_mean_fq_2	11	21,00000	1,066930	0,286004

Vysvětlivky tabulky 2: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; proměnná 1 – měření na začátku sezóny; proměnná 2 – měření v průběhu sezóny; nástup = doba nástupu aktivace svalu; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů na začátku sezóny a v průběhu sezóny u kategorie U15 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** na začátku a v průběhu sezóny u kategorie U15 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H02 zamítnuta.

5.3. Hypotéza H03

H03: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK na začátku sezóny mezi kategoriemi U13 a U15.

Tabulka 3: Porovnání aktivity svalů na začátku sezóny mezi kategoriemi U13 a U15, Mann-Whitneyův U Test

Proměnná	p-hodn.	Počet platn. skup. 1	Počet platn. skup. 2	2*1str. přesné p
GA_nástup_1	0,698513	19	11	0,703095
GA_mean_fq_1	0,020128	19	11	0,018310
BI_nástup_1	0,464401	19	11	0,470638
BI_mean_fq_1	0,155549	19	11	0,157925
SE_nástup_1	0,081271	19	11	0,077441
SE_mean_fq_1	0,212011	19	11	0,215834

Vysvětlivky tabulky 3: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; proměnná 1 – měření na začátku sezóny; nástup = doba nástupu aktivace svalu; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů mezi kategoriemi U13 a U15 na začátku sezóny nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** mezi kategoriemi U13 a U15 na začátku sezóny byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalu **m. gastrocnemius medialis** ($p = 0,018$).

Průměrné hodnoty mean frequency u m. GA na začátku sezóny u kategorie U13 byly 0,806. U kategorie U15 byly naměřeny průměrné hodnoty mean frequency 1,097.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H03 potvrzena.

5.4. Hypotéza H04

H04: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK v průběhu sezóny mezi kategoriemi U13 a U15.

Tabulka 4: Porovnání aktivity svalů v průběhu sezóny mezi kategoriemi U13 a U15, Mann-Whitneyův U Test

Proměnná	p-hodn.	N platn. skup. 1	N platn. skup. 2	2*1str. přesné p
GA_nástup_2	0,779584	19	11	0,766961
GA_mean_fq_2	0,575839	19	11	0,581616
BI_nástup_2	0,343740	19	11	0,349543
BI_mean_fq_2	0,965672	19	11	0,966247
SE_nástup_2	0,532564	19	11	0,524675
SE_mean_fq_2	0,111307	19	11	0,112283

Vysvětlivky tabulky 4: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; proměnná 2 – měření v průběhu sezóny; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů mezi kategoriemi U13 a U15 v průběhu sezóny nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** mezi kategoriemi U13 a U15 v průběhu sezóny nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H04 zamítnuta.

5.5. Hypotéza H05

H05: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK před zápasem a po zápase u kategorie U13 a U15.

Tabulka 5: Porovnání aktivity svalů před zápasem a po zápase u kategorie U13, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_pred_Z & GA_nástup_po_Z	13	40,00000	0,384371	0,700704
GA_mean_fq_pred_Z & GA_mean_fq_po_Z	13	21,00000	1,712199	0,086861
BI_nástup_pred_Z & BI_nástup_po_Z	13	29,00000	1,153113	0,248865
BI_mean_fq_pred_Z & BI_mean_fq_po_Z	13	24,00000	1,502542	0,132958
SE_nástup_pred_Z & SE_nástup_po_Z	13	26,00000	1,362770	0,172956
SE_mean_fq_pred_Z & SE_mean_fq_po_Z	13	43,00000	0,174714	0,861304

Vysvětlivky tabulky 5: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; pred_Z = měření před zápasem; po_Z = měření po zápase; nástup = doba nástupu aktivace svalu; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů před zápasem a po zápase u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** před zápasem a po zápase u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Tabulka 6: Porovnání aktivity svalů před zápasem a po zápase u kategorie U15, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_pred_Z & GA_nástup_po_Z	8	17,00000	0,140028	0,888638
GA_mean_fq_pred_Z & GA_mean_fq_po_Z	8	0,00000	2,520504	0,011719
BI_nástup_pred_Z & BI_nástup_po_Z	8	13,00000	0,700140	0,483840
BI_mean_fq_pred_Z & BI_mean_fq_po_Z	8	15,00000	0,420084	0,674424
SE_nástup_pred_Z & SE_nástup_po_Z	8	14,00000	0,560112	0,575403
SE_mean_fq_pred_Z & SE_mean_fq_po_Z	8	15,00000	0,420084	0,674424

Vysvětlivky tabulky 6: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; pred_Z = měření před zápasem; po_Z = měření po zápase; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů před zápasem a po zápase u kategorie U15 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** před zápasem a po zápase u kategorie U15 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalů **m. gastrocnemius medialis** ($p = 0,012$).

Průměrné hodnoty mean frequency u m. GA u kategorie U15 před zápasem byly 1,164234. Po zápase pak byly průměrné hodnoty 1,415336.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H05 potvrzena.

5.6. Hypotéza H06

H06: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK před zápasem a během týdne od zápasu u kategorií U13 a U15.

Tabulka 7: Porovnání aktivity svalů před zápasem a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U13, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_pred_Z & GA_nástup_48	13	20,00000	1,782084	0,074736
GA_mean_fq_pred_Z & GA_mean_fq_48	13	29,00000	1,153113	0,248865
BI_nástup_pred_Z & BI_nástup_48	13	6,00000	2,760483	0,005772
BI_mean_fq_pred_Z & BI_mean_fq_48	13	31,00000	1,013342	0,310898
SE_nástup_pred_Z & SE_nástup_48	13	29,00000	0,784465	0,432768
SE_mean_fq_pred_Z & SE_mean_fq_48	13	45,00000	0,034943	0,972125

Vysvětlivky tabulky 7: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; pred_Z = měření před zápasem; 48 = měření po 48 hod. od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalu; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů před zápasem a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U13 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalu **m. biceps femoris** ($p = 0,006$). Průměrné hodnoty nástupu aktivity u m. BI u kategorie U13 před zápasem byly 0,243. Po 48 hodinách od zápasu pak byly průměrné hodnoty 0,163.

Při porovnání hodnot **mean frequency** před zápasem a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Tabulka 8: Porovnání aktivity svalů před zápasem a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U13, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_pred_Z & GA_nástup_96	13	29,00000	1,153113	0,248865
GA_mean_fq_pred_Z & GA_mean_fq_96	13	34,00000	0,803685	0,421579
BI_nástup_pred_Z & BI_nástup_96	13	13,00000	2,271284	0,023130
BI_mean_fq_pred_Z & BI_mean_fq_96	13	32,00000	0,943456	0,345448
SE_nástup_pred_Z & SE_nástup_96	13	36,00000	0,663914	0,506746
SE_mean_fq_pred_Z & SE_mean_fq_96	13	37,00000	0,594028	0,552494

Vysvětlivky tabulky 8: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; pred_Z = měření před zápasem; 96 = měření po 96 hod. od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů před zápasem a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U13 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalů **m. biceps femoris** ($p = 0,023$). Průměrné hodnoty nástupu aktivity u m. BI u kategorie U13 před zápasem byly 0,243. Po 96 hodinách od zápasu pak byly průměrné hodnoty 0,180.

Při porovnání hodnot **mean frequency** před zápasem a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Tabulka 9: Porovnání aktivity svalů před zápasem a po týdnu od zápasu u kategorie U13, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_pred_Z & GA_nástup_tyden	13	23,00000	1,572427	0,115852
GA_mean_fq_pred_Z & GA_mean_fq_tyden	13	23,00000	1,572427	0,115852
BI_nástup_pred_Z & BI_nástup_tyden	13	22,00000	1,642313	0,100526
BI_mean_fq_pred_Z & BI_mean_fq_tyden	13	39,00000	0,454257	0,649644
SE_nástup_pred_Z & SE_nástup_tyden	13	9,00000	2,550826	0,010747
SE_mean_fq_pred_Z & SE_mean_fq_tyden	13	42,00000	0,244600	0,806766

Vysvětlivky tabulky 9: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; pred_Z = měření před zápasem; tyden = měření po týdnu od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů před zápasem a po týdnu od zápasu u kategorie U13 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalů **m. semitendinosus** ($p = 0,011$). Průměrné hodnoty nástupu aktivity u m. SE u kategorie U13 před zápasem byly 0,177. Po týdnu od zápasu pak byly průměrné hodnoty 0,246.

Při porovnání hodnot **mean frequency** před zápasem a po týdnu od zápasu u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Tabulka 10: Porovnání aktivity svalů před zápasem a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U15, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_pred_Z & GA_nástup_48	8	14,00000	0,560112	0,575403
GA_mean_fq_pred_Z & GA_mean_fq_48	8	17,00000	0,140028	0,888638
BI_nástup_pred_Z & BI_nástup_48	8	12,00000	0,840168	0,400815
BI_mean_fq_pred_Z & BI_mean_fq_48	8	12,00000	0,840168	0,400815
SE_nástup_pred_Z & SE_nástup_48	8	4,00000	1,960392	0,049951
SE_mean_fq_pred_Z & SE_mean_fq_48	8	14,00000	0,560112	0,575403

Vysvětlivky tabulky 10: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; pred_Z = měření před zápasem; 48 = měření po 48 hod. od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů před zápasem a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U15 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalu **m. semitendinosus** (p = 0,049). Průměrné hodnoty nástupu aktivity u m. SE u kategorie U15 před zápasem byly 0,272. Po 48 hodinách od zápasu pak byly průměrné hodnoty 0,166.

Při porovnání hodnot **mean frequency** před zápasem a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U15 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Tabulka 11: Porovnání aktivity svalů před zápasem a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U15, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_pred_Z & GA_nástup_96	8	14,00000	0,560112	0,575403
GA_mean_fq_pred_Z & GA_mean_fq_96	8	18,00000	0,000000	1,000000
BI_nástup_pred_Z & BI_nástup_96	8	16,00000	0,280056	0,779435
BI_mean_fq_pred_Z & BI_mean_fq_96	8	13,00000	0,700140	0,483840
SE_nástup_pred_Z & SE_nástup_96	8	3,00000	2,100420	0,035693
SE_mean_fq_pred_Z & SE_mean_fq_96	8	17,00000	0,140028	0,888638

Vysvětlivky tabulky 11: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; pred_Z = měření před zápasem; 96 = měření po 96 hod. od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů před zápasem a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U15 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalu **m. semitendinosus** (p = 0,036). Průměrné hodnoty nástupu aktivity u m. SE u kategorie U15 před zápasem byly 0,272. Po 96 hodinách od zápasu pak byly průměrné hodnoty 0,136.

Při porovnání hodnot **mean frequency** před zápasem a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U15 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Tabulka 12: Porovnání aktivity svalů před zápasem a po týdnu od zápasu u kategorie U15, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_pred_Z & GA_nástup_tyden	8	12,00000	0,840168	0,400815
GA_mean_fq_pred_Z & GA_mean_fq_tyden	8	14,00000	0,560112	0,575403
BI_nástup_pred_Z & BI_nástup_tyden	8	17,00000	0,140028	0,888638
BI_mean_fq_pred_Z & BI_mean_fq_tyden	8	15,00000	0,420084	0,674424
SE_nástup_pred_Z & SE_nástup_tyden	8	11,00000	0,980196	0,326990
SE_mean_fq_pred_Z & SE_mean_fq_tyden	8	16,00000	0,280056	0,779435

Vysvětlivky tabulky 12: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; pred_Z = měření před zápasem; tyden = měření po týdnu od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů před zápasem a po týdnu od zápasu u kategorie U15 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** před zápasem a po týdnu od zápasu u kategorie U15 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H06 potvrzena.

5.7. Hypotéza H07

H07: Je rozdíl v aktivitě vybraných svalů DK po zápase a během týdne od zápasu u kategorií U13 a U15.

Tabulka 13: Porovnání aktivity svalů po zápase a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U13, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_po_Z & GA_nástup_48	13	15,00000	2,131513	0,033048
GA_mean_fq_po_Z & GA_mean_fq_48	13	35,00000	0,733799	0,463072
BI_nástup_po_Z & BI_nástup_48	13	15,00000	2,131513	0,033048
BI_mean_fq_po_Z & BI_mean_fq_48	13	39,00000	0,454257	0,649644
SE_nástup_po_Z & SE_nástup_48	13	33,00000	0,873571	0,382353
SE_mean_fq_po_Z & SE_mean_fq_48	13	45,00000	0,034943	0,972125

Vysvětlivky tabulky 13: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; po_Z = měření po zápase; 48 = měření po 48 hod. od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalu; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů po zápase a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U13 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalů **m. gastrocnemius medialis** ($p = 0,033$) a **m. biceps femoris** ($p = 0,033$). Průměrné hodnoty nástupu aktivity u m. GA u kategorie U13 po zápase byly 0,205. Po 48 hodinách od zápasu pak byly průměrné hodnoty 0,160. Průměrné hodnoty u m. BI po zápase byly 0,213. Po 48 hodinách od zápasu 0,163.

Při porovnání hodnot **mean frequency** po zápase a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Tabulka 14: Porovnání aktivity svalů po zápase a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U13, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_po_Z & GA_nástup_96	13	25,50000	1,397713	0,162200
GA_mean_fq_po_Z & GA_mean_fq_96	13	29,00000	1,153113	0,248865
BI_nástup_po_Z & BI_nástup_96	13	33,00000	0,873571	0,382353
BI_mean_fq_po_Z & BI_mean_fq_96	13	43,00000	0,174714	0,861304
SE_nástup_po_Z & SE_nástup_96	13	28,00000	1,222999	0,221331
SE_mean_fq_po_Z & SE_mean_fq_96	13	38,00000	0,524142	0,600180

Vysvětlivky tabulky 14: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; po_Z = měření po zápase; 96 = měření po 96 hod. od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů po zápase a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** po zápase a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Tabulka 15: Porovnání aktivity svalů po zápase a po týdnu od zápasu u kategorie U13, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_po_Z & GA_nástup_tyden	13	20,00000	1,782084	0,074736
GA_mean_fq_po_Z & GA_mean_fq_tyden	13	34,00000	0,803685	0,421579
BI_nástup_po_Z & BI_nástup_tyden	13	28,00000	1,222999	0,221331
BI_mean_fq_po_Z & BI_mean_fq_tyden	13	23,00000	1,572427	0,115852
SE_nástup_po_Z & SE_nástup_tyden	13	44,00000	0,104828	0,916512
SE_mean_fq_po_Z & SE_mean_fq_tyden	13	44,00000	0,104828	0,916512

Vysvětlivky tabulky 15: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; po_Z = měření po zápase; tyden = měření po týdnu od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů po zápase a po týdnu od zápasu u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** po zápase a po týdnu od zápasu u kategorie U13 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Tabulka 16: Porovnání aktivity svalů po zápase a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U15, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_po_Z & GA_nástup_48	8	16,00000	0,280056	0,779435
GA_mean_fq_po_Z & GA_mean_fq_48	8	3,00000	2,100420	0,035693
BI_nástup_po_Z & BI_nástup_48	8	7,00000	1,540308	0,123486
BI_mean_fq_po_Z & BI_mean_fq_48	8	16,00000	0,280056	0,779435
SE_nástup_po_Z & SE_nástup_48	8	6,00000	1,680336	0,092893
SE_mean_fq_po_Z & SE_mean_fq_48	8	11,00000	0,980196	0,326990

Vysvětlivky tabulky 13: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; po_Z = měření po zápase; 48 = měření po 48 hod. od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů po zápase a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U15 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** po zápase a po 48 hodinách od zápasu u kategorie U15 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalů **m. gastrocnemius medialis** ($p = 0,036$). Průměrné hodnoty mean frequency u m. GA u kategorie U15 po zápase byly 1,415. Po 48 hodinách od zápasu pak byly průměrné hodnoty 1,151.

Tabulka 17: Porovnání aktivity svalů po zápase a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U15, Wilcoxonův párový test

Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_po_Z & GA_nástup_96	8	18,00000	0,000000	1,000000
GA_mean_fq_po_Z & GA_mean_fq_96	8	5,00000	1,820364	0,068704
BI_nástup_po_Z & BI_nástup_96	8	10,00000	1,120224	0,262619
BI_mean_fq_po_Z & BI_mean_fq_96	8	12,00000	0,840168	0,400815
SE_nástup_po_Z & SE_nástup_96	8	3,00000	2,100420	0,035693
SE_mean_fq_po_Z & SE_mean_fq_96	8	18,00000	0,000000	1,000000

Vysvětlivky tabulky 17: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; po_Z = měření po zápase; 96 = měření po 96 hod. od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů po zápase a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U15 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalů **m. semitendinosus** ($p = 0,036$). Průměrné hodnoty nástupu aktivity u m. SE u kategorie U15 po zápase byly 0,215. Po 96 hodinách od zápasu pak byly průměrné hodnoty 0,136.

Při porovnání hodnot **mean frequency** po zápase a po 96 hodinách od zápasu u kategorie U15 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Tabulka 18: Porovnání aktivity svalů po zápase a po týdnu od zápasu u kategorie U15, Wilcoxonův párový test

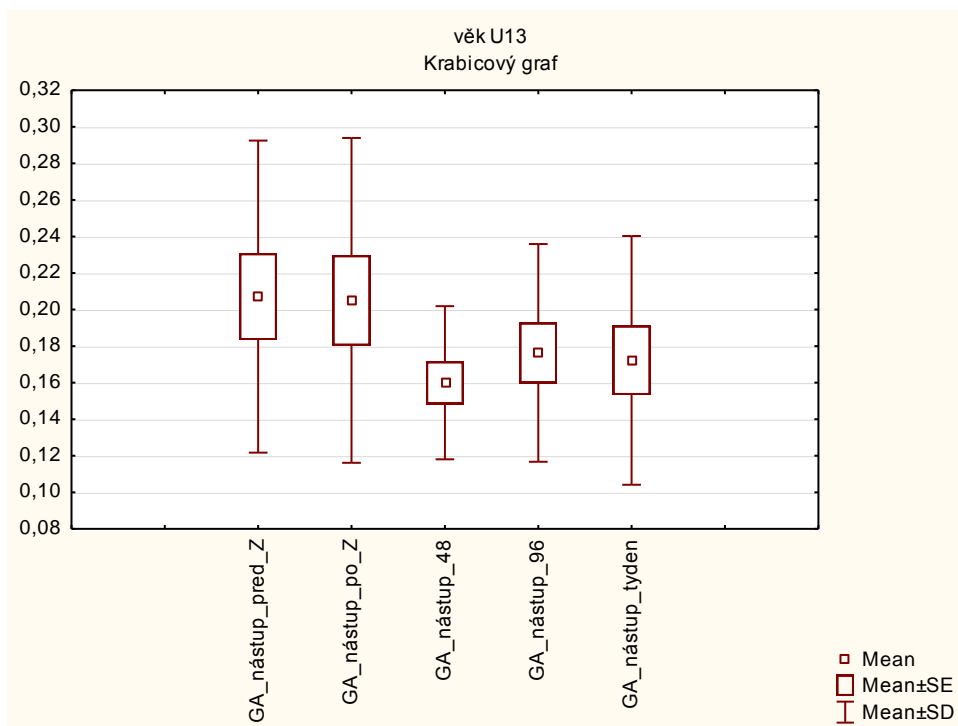
Dvojice proměnných	Počet platných	T	Z	p-hodn.
GA_nástup_po_Z & GA_nástup_tyden	8	11,00000	0,980196	0,326990
GA_mean_fq_po_Z & GA_mean_fq_tyden	8	1,00000	2,380476	0,017291
BI_nástup_po_Z & BI_nástup_tyden	8	17,00000	0,140028	0,888638
BI_mean_fq_po_Z & BI_mean_fq_tyden	8	15,00000	0,420084	0,674424
SE_nástup_po_Z & SE_nástup_tyden	8	17,00000	0,140028	0,888638
SE_mean_fq_po_Z & SE_mean_fq_tyden	8	13,00000	0,700140	0,483840

Vysvětlivky tabulky 18: GA = m. gastrocnemius medialis; BI – m. biceps femoris; SE – m. semitendinosus; po_Z = měření po zápase; tyden = měření po týdnu od zápasu; nástup = doba nástupu aktivace svalů; mean_fq = mean frequency (podíl maximálních/klidových hodnot); p – hladina statistické významnosti <0,05

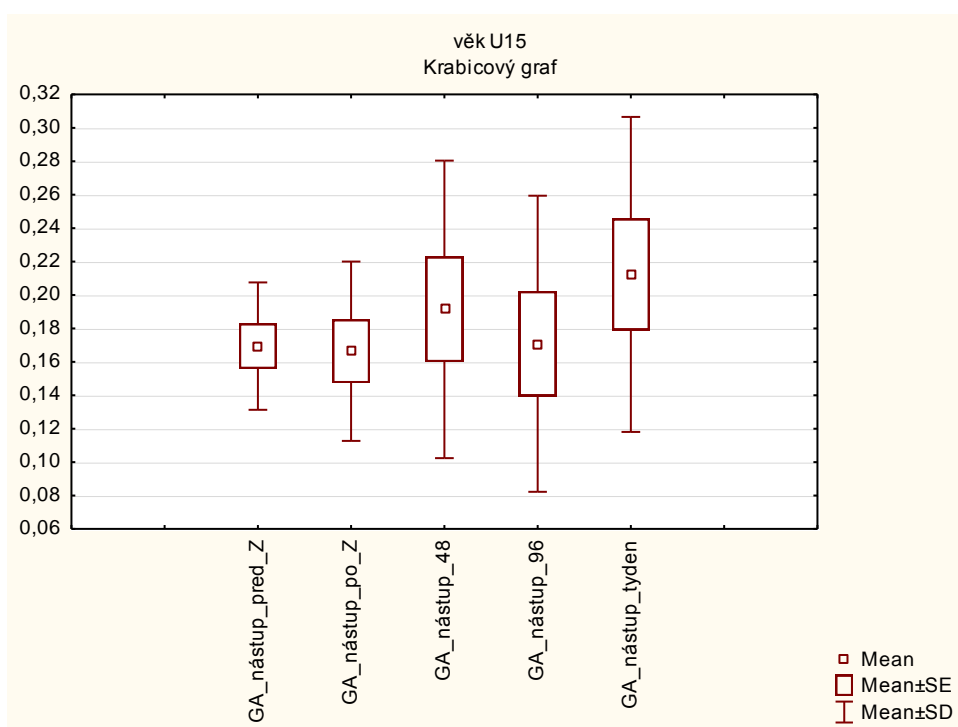
Při porovnání hodnot **nástupu** aktivity svalů po zápase a týdnu od zápasu u kategorie U15 nebyly prokázány statisticky významné hodnoty.

Při porovnání hodnot **mean frequency** po zápase a po týdnu od zápasu u kategorie U15 byly prokázány statisticky významné hodnoty u svalu **m. gastrocnemius medialis** ($p = 0,017$). Průměrné hodnoty mean frequency u m. GA u kategorie U15 po zápase byly 1,415. Po týdnu od zápasu pak byly průměrné hodnoty 1,132.

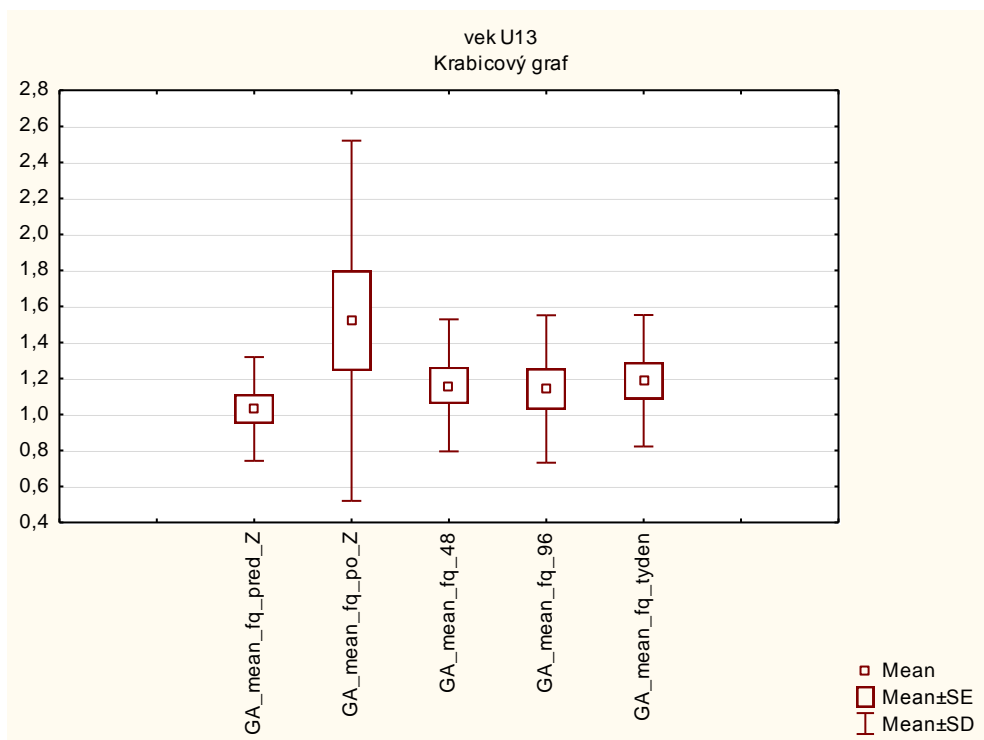
Na základě statistického zpracování výsledků byla hypotéza H07 potvrzena.



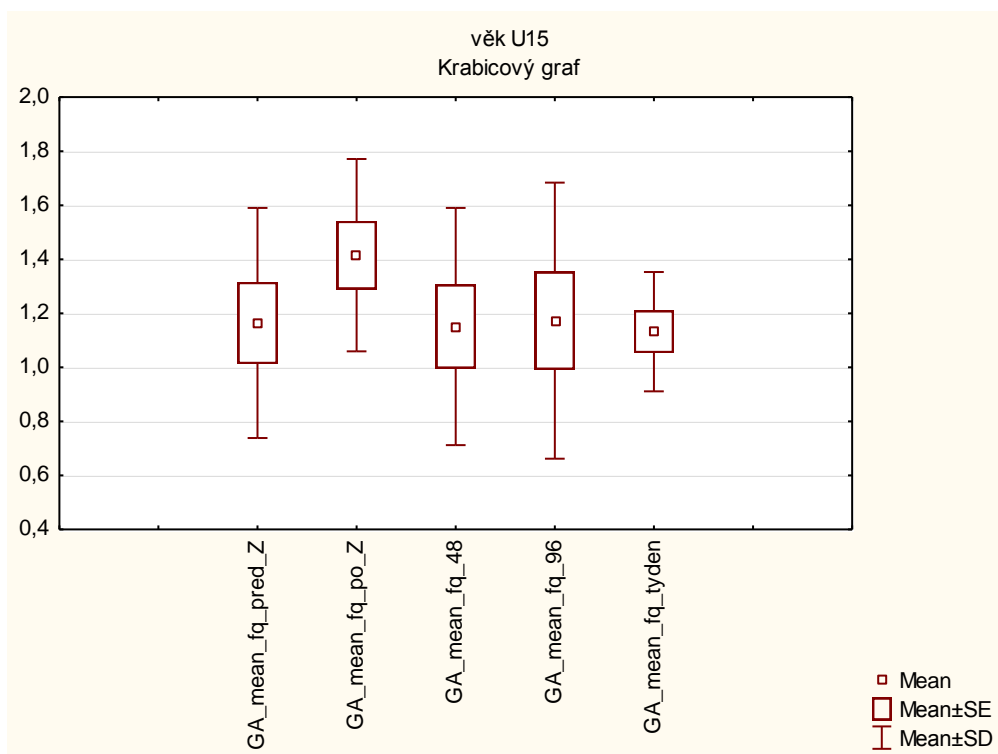
Graf 1. Krabicový graf zobrazující vývoj hodnot nástupu během týdne od zápasu u m. gastrocnemius medialis kategorie U13



Graf 2. Krabicový graf zobrazující vývoj hodnot nástupu během týdne od zápasu u m. gastrocnemius medialis kategorie U15



Graf 3. Krabicový graf zobrazující vývoj hodnot mean frequency během týdne od zápasu u *m. gastrocnemius medialis* kategorie U13



Graf 4. Krabicový graf zobrazující vývoj hodnot mean frequency během týdne od zápasu u *m. gastrocnemius medialis* kategorie U15

6. Diskuze

Cílem této práce bylo zjistit, zda u fotbalistů žákovských kategorií dochází ke změnám aktivity svalů kolenního kloubu v průběhu sezóny a zda můžeme změny pozorovat i v pozápasovém týdenním cyklu. Výzkum se týkal svalů, které se podle výše uvedených zdrojů (Myer, Ford, Brent, & Hewett, 2006; Withrow, Huston, Wojtys, & Ashton-Miller, 2008) podílí na neuromuskulární stabilizaci kolenního kloubu a jejichž potenciální únava nebo změna aktivity může mít vliv na vznik poranění ACL.

6.1. Rozdíly v aktivaci měřených svalů během sezóny

V první části výzkumu jsme pozorovali, zda z hlediska vlivu zátěže v průběhu sezóny budou patrné změny v aktivaci svalů, to znamená, zda se v měřených parametrech projeví vliv kumulující se únavy během sezóny. Statisticky významných hodnot bylo dosaženo u hodnoty mean frequency svalu m. GA ($p = 0,014$) a m. SE ($p = 0,006$) u věkové kategorie U13. Při kontrole průměrných hodnot dosažených u obou skupin docházelo u mean frequency k mírnému nárůstu, až na hodnoty u m. SE skupiny U15. Podle tohoto ukazatele tedy příliš nedochází k projevům únavy v průběhu sezóny. Mírné zvýšení průměrných hodnot mean frequency tedy můžeme chápat jako neuromuskulární adaptaci na výkon a zvyšování výkonnosti během první poloviny sezóny (Lebar, Mencinger, & Miklavčič, 2005). Průměrné hodnoty nástupu svalové aktivity u obou skupin však tak jednotné nebyly. U skupiny U13 se průměrné hodnoty nástupu snižovaly, což by odpovídalo zmiňované neuromuskulární adaptaci na výkon, a tím kratší době potřebné pro dosažení maxima. U skupiny U15 se však tento trend nepotvrdil a průměrné hodnoty nástupu byly nejednoznačné. Nenašli jsme mnoho studií, které by se věnovaly hodnocení svalové aktivity u mladých sportovců pomocí povrchového EMG z dlouhodobého hlediska, ale existují studie hodnotící vývoj síly svalů pomocí skokových testů nebo momentu síly pomocí dynamometrie.

Změny síly dolních končetin během sezóny u hráčků fotbalu zkoumali například Pietrasziewski et al. (2015) pomocí série testů drop-jump o různé výchozí výšce. Došli k závěru, že v průběhu sezóny se stoupající výškou skoku klesá schopnost znovuvyužití elastické energie při dopadu, a tím i produkované síly. To si vysvětlují neadekvátními objemy tréninku, menším využitím plyometrických cvičení a současně únavou z probíhající sezóny. Proto by bylo zajímavé výsledky naší studie porovnat s dalšími naměřenými daty po skončení sezóny. Tomuto se budou věnovat další práce. Některá

data, jako například ta z epidemiologického přehledu zranění u hráčů fotbalu v Anglii, který vytvořili Hawkins a Fuller (1999), ukazují, že k častějšímu výskytu zranění u mladých hráčů dochází na začátku sezóny, poté se výskyt opět zvyšuje na jejím konci. Price, Hawkins, Hulse a Hodson (2004) v dalším přehledu zranění u anglických mladých hráčů fotbalu toto tvrzení podpořili. Autoři Le Gall et al. (2006) došli ke shodnému závěru u francouzských fotbalistů mladších věkových skupin, a to, že zranění je nejčastější v měsících po zahájení sezóny a ve věku 13-15 let stoupá především výskyt osteochondrotických degenerací jako syndrom Osgood-Schlatter. I z našich výsledků je patrné, že na začátku sezóny může docházet k drobným změnám neuromuskulárního řízení. To by mohlo znamenat, že při zahájení soutěžních utkání nejsou mladí fotbalisté připraveni na zvýšený fyzický stres.

Lehnert, Psotta, Chvojka a De Ste Croix (2014) ve své studii poukázali na možnost výskytu posezónní únavy u mladých hráčů fotbalu. Při měření síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu pomocí izokinetické dynamometrie zjistili vyšší hodnoty maximálního momentu síly u flexorů v době bez tréninkové zátěže a zápasového vyčerpání. Další dvě měření probíhala na konci sezóny a během šestého týdne od začátku nové sezóny. Tyto výsledky autoři přisuzovali právě zbytkové únavě hamstringů, které v době bez zátěže měli čas na regeneraci. Tvrzení autorů o výskytu reziduální únavy má pak vztah k tvorbě tréninkového plánu již během sezóny, kde by se mělo dbát na vytvoření prostoru pro dostatečnou regeneraci, a tím pak snížení rizika zranění u mladých hráčů.

6.2. Rozdíly v aktivaci měřených svalů mezi kategoriemi U13 a U15

V druhé části výzkumu jsme porovnávali hodnoty mean frequency a nástup mezi jednotlivými kategoriemi, a to jak na začátku sezóny, tak v průběhu sezóny. Statisticky významných hodnot bylo dosaženo u mean frequency m. GA na začátku sezóny ($p = 0,018$), kdy kategorie U15 dosahovala průměrně vyšších frekvencí. To by mohlo vypovídat o větších rozdílech na začátku sezóny, ve smyslu lepší zralosti neuromuskulárního systému u kategorie U15, zejména pak při provedení testu squat-jump, kde m. GA hraje hlavní roli. Současně by vliv na vyšší frekvence pálení motorických jednotek mohla mít větší tréninková zátěž v přípravě na novou sezónu. Průměrné hodnoty doby nástupu svalové aktivace byly nižší u všech svalů kategorie

U15 na začátku i v průběhu sezóny, kromě m. SE v průběhu sezóny. Podobně tomu bylo u průměrných hodnot mean frequency, kdy byly tyto hodnoty u kategorie U15 vyšší na začátku i v průběhu sezóny, opět až na m. SE v průběhu sezóny. I tyto výsledky by mohly svědčit o vyzrálejší řízení motoriky, ve smyslu náboru a aktivace motorických jednotek ve svalech starších adolescentů, a zároveň nižší schopnosti svalu a šlachy generovat a přenášet sílu u mladších dospívajících.

Našemu závěru by odpovídala studie Halina, Germaina a Berciera (2003), kteří se věnovali srovnání svalové aktivace pomocí povrchového EMG u mladých hochů ($10,5 \pm 0,9$ roku) a dospělých mužů ($21,5 \pm 4,5$ roku) během maximální volní izometrické kontrakce flexorů paže. Hodnoceny byly mean frequency a rychlost vedení svalových vláken. S ohledem na poměr velikosti svalu a princip náboru motorických jednotek potvrzují, že s věkem se rychlost vedení i mean frequency zvyšuje, což přisuzují většímu počtu svalových vláken typu II právě u dospělých mužů. Zároveň uvádějí rychlejší unavitelnost během provádění kontrakce u dospělých mužů. To si vysvětlují rychlejší unavitelností motorických jednotek typu II.

K podobnému závěru v problematice věkových rozdílů dospěli ve své studii i autoři De Ste Croix, Priestley, Lloyd a Oliver (2015), kteří ovšem zkoumali hodnoty EMD u dospívajících hráček fotbalu po absolvování únavového protokolu SAFT⁹⁰. Ve studii srovnávali také rozdíly mezi věkovými skupinami U13, U15 a U17. Povrchové EMG bylo měřeno taktéž na svalech m. semitendinosus, m. biceps femoris a m. gastrocnemius, nicméně měření probíhalo za využití izokinetické dynamometrie, a to konkrétně při excentrické aktivitě hamstringů. Z jejich výsledků jsou patrné rozdíly EMD mezi jednotlivými skupinami. EMD bylo signifikantně delší u skupiny U13 ve srovnání se skupinou U15 ($p = 0,011$) a se skupinou U17 ($p = 0,021$), a to před i po absolvování únavového protokolu. Podobně jako v naší studii, počet probandů nebyl příliš vysoký.

Podle Zhoua, Lawsona, Morrisona a Fairweathera (1995) můžeme pozorovat během dospívání větší elasticitu svalové tkáně. U mladších fotbalistů bychom pak mohli čekat delší čas potřebný k napnutí elastické složky svalu, a tím i delší čas potřebný k dosažení maximálního peaku. Z důvodu, že u dětí a dospívajících je menší produkce svalové síly přisuzována často neuromuskulární nezralosti, věnovali se Waugh, Korff, Fath a Blazevich (2013) korelaci neuromuskulárních a mechanických vlivů na produkci síly svalu u dětí a u dospělých. U 47 prepubertálních dětí (5-12 let) a 19 dospělých byla hodnocena tuhost Achillovy šlachy, EMD, rychlost vývoje síly (Rate of force

development) a poměr nárůstu EMG aktivity na rychlosti vývoje síly u m. gastrocnemius. Ze závěrů je patrné, že s rostoucím věkem díky větší míře svalové tuhosti dochází ke zkrácení doby EMD a zároveň k vyšším hodnotám Rate of force development. To potvrzuje názor, že jak neuromuskulární, tak mechanické faktory ovlivňují efektivní přenos síly u dospívajících, což může mít dopad na další pohybové dovednosti a rizika mladých sportovců. Myer, Sugimoto, Thomas a Hewett (2013) se ve své meta-analýze věnovali právě uplatnění neuromuskulárního tréninku u mladých sportovců, konkrétně kdy je vhodné s tímto tréninkem začít, aby se co nejvíce snížilo možné riziko vzniku zranění ACL, zejména u žen. Autoři po analýze studií navrhuji začít s neuromuskulárním výcvikem sportovců v co nejmladším věku, jelikož sportovci, kteří pravidelně absolvovali tento trénink v již pre-pubertálním věku, vykazovali menší počet zranění v pozdějším věku oproti těm, kteří trénink zahájili později.

Dotan et al. (2012) se ve svém přehledu snažili zhodnotit vliv různých faktorů na rozdíly ve svalové aktivitě mezi dětmi a dospělými jedinci. Autoři zmiňují, že ačkoliv rozdíly v aktivitě mohou být způsobeny různými faktory jako stavba svalu, hypotéza rozdílné aktivace motorických jednotek hraje roli u většiny z nich. Rozdíly v aktivitě mohou být podle nich způsobeny třemi hlavními skupinami faktorů: stavbou svalových vláken, metabolickými aspekty a aktivací motorických jednotek. Na nižší svalové aktivitě u mladých se ze všech různých hodnocených aspektů u vybraných studií podílí hlavně nižší aktivace motorických jednotek II. typu. Podle autorů není dosud jasný současný mechanismus zodpovědný za nízké využití motorických jednotek II. typu, nicméně podle jejich návrhu by mohl existovat nízký horní strop frekvence motorických impulzů v raném vývoji, který se během zrání zvyšuje. Nízká frekvence impulzů by pak předvolila aktivaci motorických jednotek I. typu za současného vyloučení nebo snížení aktivace motorických jednotek II. typu.

Cílem studie Lloyda, Olivera, Hughese a Williamse (2012) bylo zjistit potenciální věkově závislé rozdíly ve strategiích neurální regulace během provádění hoppingu. Porovnávali 32 hochů věkových kategorií 9, 12 a 15 let. Ve studii se věnovali především indexu reaktivní síly a svalové tuhosti při hoppingu, dále byla měřena EMG aktivita svalů m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior a m. soleus. Autoři uvádí, že v některých dřívějších studiích se vědci věnují zkoumání aktivity svalu odděleně od pohybu, navíc pomocí stimulace, což neodpovídá skutečnému cyklu protažení – zkrácení (stretchshortening cycle), kde musí být neurálně regulována aktivita ve více kloubech najednou. Výsledky studie poukazují na signifikantně větší

pre-aktivitu m. soleus u skupiny 15letých ve srovnání s mladšími. I díky vyšší dosažené výšce pádu a vyšší rychlosti dopadu u starších to podle nich naznačuje závislost stáří a větší svalové pre-aktivace před kontaktem s podložkou. Další signifikantní výsledky byly nalezeny ve srovnání prvních 30 ms po kontaktu (tzv. background muscle activity), a to hodnoty vyšší aktivace u m. vastus lateralis u 12letých ve srovnání s 15letými. Podle autorů tento rozdíl může naznačovat větší závislost mladších jedinců na tuhosti kolene a využití mírně odlišné strategie aktivace svalů při skákání ve srovnání se staršími.

6.3. Rozdíly v aktivaci měřených svalů během týdne po zápasu

V této části diskuze se budeme věnovat výsledkům týdenního měření. To znamená změnám svalové aktivace během týdne od zápasu, pozápasové únavě fotbalistů a jejich regeneraci.

Při porovnání výsledků aktivace svalů před zápasem a po zápase bylo dosaženo statisticky významných hodnot u mean frequency svalu m. GA kategorie U15. U tohoto svalu jsme zaznamenali hodnoty blížíící se statistické významnosti i u skupiny U13 ($p = 0,087$). Ovšem nad naše očekávání tyto změny měly rostoucí tendenci, což nenasvědčuje pozápasové únavě svalů, a tím snížení frekvenčního spektra. Tento trend však nebyl u všech svalů jednoznačný. U hodnot nástupu byly trendy mezi svaly a kategoriemi rozdílné a nejednotné. Myslíme si, že u této hodnoty dosažení maxima se mohla na rozdílných výsledcích podepsat z velké části motivace probandů. Rostoucí tendence mean frequency by mohla svědčit také pro rychlou schopnost regenerace po zápase, protože měření některých probandů nemohlo být z logistických důvodů provedeno ihned po skončení zápasu. Billaut et al. (2006) však uvádí u cyklistů po opakované maximální zátěži pokles v hodnotách mean frequency. Studie, kde využili po zápasovém vytížení EMG pro hodnocení změn svalové aktivity často také prokazují po utkání výskyt únavy. Ve studii Rampininiho et al. (2011) byl po zápase u 19letých profesionálních fotbalistů zjištěn pokles hodnot Root mean square u m. vastus lateralis během testování maximální volní kontrakce. Výskyt únavy periferní i centrální zjišťovali i dalším testováním pomocí testu sprintu, schopnosti krátkých přihrávek, svalové bolesti, nebo pomocí stimulace. Až na schopnost krátkých přihrávek byly po zápase signifikantně snížené všechny hodnoty. Navíc autoři uvádí dobu měření

zhruba 40 minut po zápase, což se téměř shoduje s naší studií. Změny aktivace svalu dosáhli autoři Smith et al. (2017) i u netrénovaných jedinců, když měřili změny EMD a porovnávali jeho elektromyografický a mechanomyografický podíl u m. vastus lateralis. Na rozdíl od naší studie prováděli probandi zátěž pomocí opakovaných extenzí kolenního kloubu do selhání při 70 % z jednoho opakovacího maxima. Frekvenční spektrum však měřeno nebylo.

Studie Olivera, Armstronga a Williamse (2008) byla svou metodikou jednou z nejpodobnějších naší. Ve studii byla u 10 mladých fotbalistů (průměrný věk = 15,8) hodnocena změna výšky výskoku pomocí 3 skokových testů (squat-, countermovement- a drop-jump) a změna svalové aktivity pomocí EMG před a po 42 minutách specifického testu na běžícím páse. Povrchová elektromyografie byla snímána ze svalů m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. tibialis anterior a m. soleus. K významnému poklesu ve výšce výskoku došlo u všech skokových testů, nicméně u testu squat-jump nebylo zaznamenáno významné snížení celkové svalové aktivity, což se shoduje s našimi výsledky hodnot nastupu. Můžeme tak uvažovat, že squat-jump není vhodným testem, kde bychom mohli změny svalové aktivity významně odhalit. Autoři to zdůvodňují poznatkem, že pokles v celkových hodnotách EMG je způsoben aktivitou protahující a více zatěžující sval, jenž podporuje podíl centrálně zprostředkovaných zpětnovazebných mechanismů. Tyto mechanismy pak snižují svalovou aktivitu při únavě. Proto s více náročnou aktivitou dochází k většímu poklesu svalové aktivity. Autoři této studie se také věnovali aktivitě jednotlivých svalů, kdy zjistili, že po absolvování zátěže došlo k nesignifikantnímu zvýšení aktivity u m. soleus při provedení drop-jumpu. Vzhledem k tomu, že m. GA provádí flexi hlezna společně s m. soleus, můžeme hledat vztah mezi tímto a našimi výsledky ve zvýšení mean frequency u m. GA po zápase. Tyto změny můžeme přisuzovat změně pohybové strategie při únavě, kdy při výskocích je pravděpodobně více využita plantární flexe.

Toto podpořili i Padua, Arnold, Perrin a Gansneder (2006), kteří měřili u 11 mužů a 10 žen alteraci svalové aktivity při hoppingu po absolvování únavového protokolu, obsahujícího provádění dřepů do submaximální zátěže. Zátěž tedy nebyla příliš vytrvalostního charakteru jako v případě naší studie, nicméně byly měřeny svaly stehna i svaly bérce. Podle jejich výsledků došlo po únavě ke snížení peaku aktivity hamstringů a m. tibialis anterior za současného zvýšení peaku aktivity m. GA a m. soleus. Tím tedy k většímu využití kotníkové strategie při hoppingu a možnému zvýšení rizika zranění ACL. Je také zřejmé, že po únavě způsobené dřepy dochází

k většímu zatížení právě svalů stehna a hýždí, s menší zátěží pro svaly bérce.

Neuromuskulární únavě po 90minutovém modelu zápasu se věnovali Robineau, Jouaux, Lacroix a Babault (2012), kteří kromě jiného hodnotili také Root mean square hodnoty pomocí EMG. Měření však probíhalo na dynamometru a měřeny byly pouze m. quadriceps femoris a m. biceps femoris. K signifikantnímu snížení RMS došlo pouze u m. quadriceps. U m. biceps femoris tak podobně jako v naší studii nebyla pozorována signifikantní změna, nicméně autoři to přisuzují malému vlivu centrální únavy u tohoto svalu a většímu vlivu únavy periferní, která se může týkat ultrastrukturálního poškození svalové tkáně.

V dalších studiích by bylo zajímavé vytvořit z našich dat hodnoty EMD a porovnat je například s výsledky De Ste Croix, Priestleyho, Lloyda a Olivera (2015). Ti, po absolvování únavového protokolu SAFT⁹⁰ u kategorií U13, U15 a U17, potvrdili signifikantní prodloužení EMD. Výsledky by mohly být průkaznější než využití hodnot nástupu a frekvenční analýzy.

Při srovnání dat před zápasem a během týdne od zápasu bylo dosaženo statisticky významných změn pouze u nástupu aktivace, a to u kategorie U13 m. BI po 48 hodinách, po 96 hodinách, a m. SE po týdnu od zápasu. U kategorie U15 m. SE po 48 hodinách a po 96 hodinách od zápasu. Doba nástupu má u všech hodnot, kromě m. SE po týdnu od zápasu, klesající tendenci, na což by mohla mít vliv pozápasová regenerace. Nemůžeme však jasně stanovit, jak dlouho tato regenerace trvá. Ve výsledcích jsme nenarazili na výraznou změnu aktivity před zápasem a během pozápasového týdne v hodnotách mean frequency. U dat srovnávajících hodnoty nástupu po zápase a během týdne od zápasu byly nalezeny statisticky významné změny, a to u kategorie U13 m. GA po 48 hodinách od zápasu, m. BI po 48 hodinách od zápasu a u kategorie U15, m. SE po 96 hodinách od zápasu u všech s klesající tendencí. Můžeme tak sledovat podobný trend jako u předchozích výsledků. Dále bylo dosaženo statisticky významných hodnot u mean frequency u kategorie U15 m. GA po 48 hodinách od zápasu, a dokonce i týden od zápasu, také s klesající tendencí. Tento trend byl zaznamenán i u 13letých.

Je zajímavé, že rychlost nástupu aktivace do maxima klesá během období regenerace. Dále se můžeme ptát, proč se únava m. GA projeví v poklesu frekvenčního spektra až později během týdne a ihned po zápase je zaznamenán nárůst těchto hodnot. Bylo by zajímavé porovnat tyto výsledky týdenního měření s hodnotami měření například na konci sezóny. Tomu se v budoucnu budou věnovat další práce v rámci tohoto projektu. Ratel, Duché a Williams (2006) se ve svém přehledu věnují únavě

a zotavení u dětí po zátěži vysoké intenzity, což neodpovídá naší vytrvalostní zátěži. Autoři nicméně zmiňují, že faktory jako nižší akumulace metabolických produktů, rychlejší resyntéza fosfokreatinu, větší oxidativní kapacita, lepší acido-bazická regulace a rychlejší návrat k původním hodnotám kardiopulsačních parametrů ve srovnání s dospělými, mohou vysvětlovat rychlejší regeneraci po zátěži vysoké intenzity u dětí. Přestože u dlouhodobé zátěže je rozdíl ve využití energetických zásob, podobná kritéria můžeme aplikovat i u naší studie. Prokázat rychlejší regeneraci po zápase bychom však mohli pouze srovnáním s kontrolní skupinou.

Ve studii Rampininiho et al. (2011) uvedené výše, se věnovali i hodnocení vlivu pozápasové únavy 24 a 48 hodin po zápase u dospělých hráčů. U většiny hodnocených parametrů, mezi kterými byla i aktivita svalu měřená EMG, byl 24 hodin po zápase zaznamenán signifikantní pokles, nicméně 48 hodin po zápase už došlo k navrácení hodnot do původního stavu jako před zápasem. Podle autorů se jedná o vliv centrálních faktorů na únavu, periferní faktory se na celkovém zotavení podílí také a mohou dobu prodloužit. Nejvyšší míra centrální únavy pak byla pozorována u hráčů s nejvyšším poklesem maximální volní kontrakce a sprintu, zatímco u hráčů s největší bolestivostí svalů byla pozorována větší míra únavy periferní. Je jasné, že rozdíly mezi trváním zátěže, její intenzitou, druhem kontrakce při hodnocení mají vliv na různé výsledky a závěry studií. Například podle studie Ascensãa et al. (2008) se některé biochemické hodnoty jako například kreatinkináza navrátí k normálu až po 72 hodinách od zápasu.

Naše výsledky poklesu doby nástupu aktivace 48 i 96 hodin po zápase se tak s uvedenými studii příliš neshodují. Howatson (2010), věnující se vlivu opakované maximální excentrické kontrakce bicepsu brachii na prodloužení EMD však uvádí, že ještě po 96 hodinách od provedené zátěže je doba EMD signifikantně prodloužena. Vedle toho, hodnoty maximální volní kontrakce již nevykazovaly pokles. I když probandí nebyli trénovaní jedinci, autor poukazuje na opatrnost při dávkování zátěže po výkonu, zvláště jedná-li se o opakované excentrické kontrakce nebo rychlé generování vysokých sil. Rozdíly v naší studii mohou být způsobeny jak v absolvování další zátěže formou tréninků, tak například již zmiňovanou nízkou motivací jednak při zápase nebo při prováděném měření. Minett et al (2014) ve své přehledové studii shrnul, že různé indikátory únavy se během zotavení po výkonu chovají rozdílně. Není tak dobré porovnávat jeden faktor, ale spíše na zotavení pohlížet jako na celkovou regulaci periferních faktorů, s podílem centrálních vlivů. Pokles EMG lze podle jeho průzkumu spojovat s poklesem výkonu trvajícím do 24 hodin, nicméně řada studií

na toto téma se věnuje dospělým sportovcům nebo hodnotí EMG při extenzi v kolenním kloubu, jako např. Pointon, Duffield, Cannon a Marino (2012). Využití squat-jumpu v naší studii podle našeho názoru více odpovídá, po stránce biomechanické a neuromuskulární, skutečnému pohybu a zapojení svalů během fotbalového zápasu. Snížení výkonu, například po přerušovaném sprintu, který se často vyskytuje během fotbalových utkání, je tak způsobeno multifaktoriálně, a to neuromuskulární, kontraktilní a metabolickou příčinou (Bishop, 2012; Girard, Mendez-Villanueva, & Bishop, 2011).

Mezi limity naší studie můžeme zmínit chybějící kontrolní skupinu. Navrhujeme tak v dalších studiích srovnat výsledky vývoje regenerace a únavy s lidmi ve stejné věkové kategorii, kteří nesportují a nejsou trénováni. Poté také například se sportovci, kteří disponují jiným mechanismem pohybu a nezatěžují tolik svaly kolenního kloubu rychlou změnou směrů (plavci, cyklisti). Další limity jsou delší čas jednotlivých měření, během kterých někteří hráči po zápase měli šanci více zregenerovat a podmínky pro toto měření tak nebyly dostatečně homogenní. Je také důležité zmínit, že interpretace výsledků EMG je někdy složitá, zvláště při provádění dynamických úkolů, jako např. squat-jump. Farina (2006) uvádí 3 hlavní důvody: nestálost signálu, posun elektrod vzhledem ke svalovým vláknům a změny ve vodivosti tkáně oddělujících elektrody a svalová vlákna. Podobně může hrát roli v interpretaci výsledků rozložení druhů svalových vláken. Ačkoliv testování pomocí squat-jumpu přineslo reálnější biomechanickou situaci pro aktivaci jednotlivých svalů, je zároveň tento test i limitem díky své náročnosti na koordinaci celého těla. Mohlo tak docházet k drobným výchytkám při základním postavení v dřepu a z toho vyplývající změně aktivace jednotlivých vláken svalů. Jak už bylo uvedeno, je tento test silně ovlivněn motivací probanda dosáhnout maximálního výskoku. Co se týká zkoumaného vzorku, nebyl počet probandů příliš vysoký, navíc po dokončení měření nebyly počty jednotlivých skupin příliš vyvážené.

7. Závěry

V této diplomové práci jsme se věnovali srovnání aktivace flexorů kolenního kloubu pomocí povrchové elektromyografie u fotbalistů žákovských kategorií. Aktivace svalů byla hodnocena během provedení testu squat-jump, a to pomocí parametrů mean frequency a nástup (čas dosažení maximálních hodnot). Měření bylo rozděleno do dvou hlavních částí, z nichž první se týkala změn aktivace v průběhu sezóny a druhá změn během týdne po zápasovém vyčerpání. Součástí první části bylo porovnání aktivace svalů mezi věkovými skupinami U13 a U15.

Podle výsledků první části výzkumu nedochází během sezóny k projevům únavy ani u jedné z věkových skupin. Naopak kvůli rostoucím hodnotám mean frequency, statisticky významných u svalů m. GA a m. SE kategorie U13, můžeme zvažovat vyšší výkonost v průběhu první části sezóny. Hodnoty nástupu již pro potvrzení tohoto závěru tak jednoznačné nebyly.

Při porovnání aktivace flexorů kolenního kloubu mezi jednotlivými kategoriemi bylo dosaženo statistické významnosti u hodnot mean frequency m. GA na začátku sezóny, kdy kategorie U15 dosahovala vyšších hodnot. Podobný trend byl pozorován u většiny svalů i v průběhu sezóny. Proměnná nástup vykazovala u většiny svalů kategorie U15 naopak nižší hodnoty, což by nasvědčovalo našim závěrům o větší vyzrálости neuromuskulárního systému starších adolescentů.

Naše očekávání nespĺnila poslední část výzkumu, kdy během pozápasového měření bylo dosaženo statisticky významných hodnot mean frequency s rostoucí tendencí u m. GA kategorie U15. U ostatních svalů však tento trend potvrzen nebyl.

Při srovnání před zápasem a během týdne se statisticky významně projevilo několik hodnot nástupu u obou kategorií, většinou s klesající tendencí. Podobné výsledky byly nalezeny u srovnání hodnot nástupu po zápase a během týdne po zápasu. U hodnoty mean frequency byly nalezeny statisticky významné změny s klesající tendencí po 48 hodinách od zápasu, a ještě i týden od zápasu u m. GA kategorie U15. Po zápase jsme nepozorovali únavu svalů, avšak během týdne od zápasu byly nalezeny změny aktivace. Byly však nejednoznačné a jasnou dobu regenerace tak nepotvrdily.

Interpretace výsledků EMG může být komplikovaná, tato práce je však jedna z prvních zabývajících se podobnou metodikou měření v rámci tohoto projektu. Výsledky práce proto navrhuje porovnat s dalšími měřeními v průběhu sezóny a získat tak další pohled na vývoj aktivace a únavy v průběhu sezóny a dospívání.

8. Souhrn

Tato diplomová práce se zabývá hodnocením změn aktivace flexorů kolenního kloubu pomocí povrchového EMG v průběhu sezóny a během týdne od zápasu u hráčů fotbalu žákovských kategorií. Zároveň je součástí dlouhodobého výzkumu, zabývajícím se vlivem kumulativní únavy na neuromuskulární řízení kolenního kloubu a rizika zranění u mladých sportovců během dospívání.

V teoretické části byly popsány biomechanické poznatky kolenního kloubu, současně s nastíněním tématu neurofyzologie kosterního svalu ve vztahu k EMG. Zmíněna byla také problematika změn během dospívání. Větší část byla věnována dosavadním poznatkům o zranění u hráčů fotbalu, vlivu únavy a neuromuskulární stabilizace na tato zranění.

Výzkumný soubor zahrnoval 32 fotbalistů SK Sigma Olomouc ve věku 13-15 let (kategorie U13 = 20, kategorie U15 = 12). K měření elektrické aktivity svalů m. gastrocnemius medialis, m. semitendinosus a m. biceps femoris byl použit elektromyograf Noraxon MyoSystem 1400A a Noraxon TeleMyo 2400 G2. Svalová aktivita byla snímána během testu squat-jump na silové plošině PASCO, přičemž provedení testu bylo nacvičeno při familiarizaci. Měření probíhala na začátku sezóny a po 2 měsících v průběhu sezóny. Během 2. měření bylo pořízeno i týdenní měření zaměřené na vývoj po zápase, po 48 hodinách, po 96 hodinách a týden od zápasu. Ke statistickému zpracování byly vybrány druhé pokusy ze tří provedených. Hodnocené proměnné byly mean frequency a nástup (čas dosažení maximálního peaku). Statistická významnost byla určena pomocí testu Mann-Whitney pro porovnání kategorií U13 a U15 a pomocí Wilcoxonova testu pro měření před a v průběhu sezóny a pro týdenní měření.

Výsledky ukazují změny v aktivaci některých svalů v průběhu sezóny, ale nepotvrzují výskyt únavy. Mezi jednotlivými skupinami byly nalezeny rozdílné hodnoty aktivace, a to ve prospěch větší zralosti kategorie U15. Během týdenního měření nebyla po zápase prokázána únava svalů. U dalších časových úseků od zápasu se vyskytovaly změny aktivace, které však měly u jednotlivých svalů i kategorií nejednoznačné tendence.

9. Summary

This master's thesis deals with the assessment of changes in knee flexors activation using surface EMG during the season and a week after the match amongst youth football players. It is also part of long-term research dealing with the accumulated effects of fatigue on neuromuscular control of the knee and injury risk in youth athletes during growth and maturation.

The biomechanical findings of the knee joint are described in the theoretical part, together with an outline of the topic of skeletal muscle neurophysiology in relation to the EMG. The issue of changes during adolescence is also mentioned. The larger part is devoted to contemporary knowledge of injuries in football players, the impact of fatigue and neuromuscular stabilization for these injuries.

The measured group was composed of 32 male football players of SK Sigma Olomouc in an age of 13-15 (U13 category = 20, U15 category = 12). Electromyographs Noraxon MyoSystem 1400A and Noraxon TeleMyo 2400 G2 were used to measure the muscle electrical activity of m. gastrocnemius medialis, m. semitendinosus and m. biceps femoris during the squat-jump test on the PASCO force platform. The test procedure was practiced within familiarization. The measurements were performed at the beginning of the season and after 2 months of the season. During the second measurement, weekly measurements were made, focusing on post-match, after 48 hours, 96 hours and a week after the match development. The second trial of the three performed was selected for statistical processing. The evaluated variables were the mean frequency and onset (maximum peak time). Statistical significance was determined with the Mann-Whitney test for a comparison of the U13 and U15 categories and Wilcoxon's test for pre- and during seasonal measurement and weekly measurements.

The results demonstrate changes in the activation of certain muscles during the season, but do not confirm the occurrence of fatigue. Different values of activation were found between groups in favor of the greater maturity of the U15 category. During the weekly measurement, muscle fatigue was not proven after the match. For other periods of time from the match there were changes in activation, but they had ambiguous tendencies in each muscle and category.

10. Referenční seznam

- Agel, J., Evans, T. A., Dick, R., Putukian, M., & Marshall, S. W. (2007). Descriptive epidemiology of collegiate men's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2002-2003. *Journal of athletic training*, 42(2), 270.
- Alentorn-Geli, E., Alvarez-Diaz, P., Ramon, S., Marin, M., Steinbacher, G., Rius, M., ... & Cugat, R. (2015). Assessment of gastrocnemius tensiomyographic neuromuscular characteristics as risk factors for anterior cruciate ligament injury in male soccer players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(9), 2502-2507.
- Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature. *American Journal Of Sports Medicine*, 23(6), 694-701.
- Arendt-Nielsen, L., & Zwarts, M. (1989). Measurement of muscle fiber conduction velocity in humans: techniques and applications. *Journal of clinical neurophysiology*, 6(2), 173.
- Arnason, A., Sigurdsson, S. B., Gudmundsson, A., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Risk factors for injuries in football. *The American journal of sports medicine*, 32(1), 5-16.
- Ascensão, A., Rebelo, A., Oliveira, E., Marques, F., Pereira, L., & Magalhães, J. (2008). Biochemical impact of a soccer match—analysis of oxidative stress and muscle damage markers throughout recovery. *Clinical biochemistry*, 41(10-11), 841-851.
- Askling, C., Karlsson, J., & Thorstensson, A. (2003). Hamstring injury occurrence in elite soccer players after preseason strength training with eccentric overload. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 13(4), 244-250.
- Bahr, R., & Holme, I. (2003). Risk factors for sports injuries—a methodological approach. *British journal of sports medicine*, 37(5), 384-392.
- Barter, P. (2010). Injury prevention and screening. *Sports Rehabilitation and Injury Prevention*, 15-36.
- Bartoniček, J., Heřt, J., & Koutská, D. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.
- Beijsterveldt, A. M. C., Port, I. G. L., Vereijken, A. J., & Backx, F. J. G. (2013). Risk factors for hamstring injuries in male soccer players: a systematic review of prospective studies. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 23(3), 253-262.

- Bennell, K., Wajswelner, H., Lew, P., Schall-Riauour, A., Leslie, S., Plant, D., & Cirone, J. (1998). Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. *British Journal of Sports Medicine*, 32(4), 309-314.
- Billaut, F., Basset, F. A., Giacomoni, M., Lemaitre, F., Tricot, V., & Falgairette, G. (2006). Effect of high-intensity intermittent cycling sprints on neuromuscular activity. *International journal of sports medicine*, 27(01), 25-30.
- Bishop, D. J. (2012). Fatigue during intermittent-sprint exercise. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 39(9), 836-841.
- Bjordal, J. M., Arnøy, F., Hannestad, B., & Strand, T. (1997). Epidemiology of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(3), 341-345.
- Blackburn, J. T., & Padua, D. A. (2009). Sagittal-plane trunk position, landing forces, and quadriceps electromyographic activity. *Journal of Athletic Training*, 44(2), 174-179.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- Brophy, R., Silvers, H. J., Gonzales, T., & Mandelbaum, B. R. (2010). Gender influences: the role of leg dominance in ACL injury among soccer players. *British journal of sports medicine*, 44, 694-697.
- Cacciari, E., Mazzanti, L., Tassinari, D., Bergamaschi, R., Magnani, C., Zappulla, F., ... & Tani, G. (1990). Effects of sport (football) on growth auxological, anthropometric and hormonal aspects. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 61(1-2), 149-158.
- Carter, J. L., & Heath, B. H. (1990). *Somatotyping: development and applications* (Vol. 5). Cambridge University Press.
- Cowling, E. J., & Steele, J. R. (2001). Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(4), 263-268.
- De Ste Croix, M. B. A., Priestley, A. M., Lloyd, R. S., & Oliver, J. L. (2015). ACL injury risk in elite female youth soccer: Changes in neuromuscular control of the knee following soccer-specific fatigue. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 25(5).
- Dotan, R., Mitchell, C., Cohen, R., Klentrou, P., Gabriel, D., & Falk, B. (2012). Child-adult differences in muscle activation - a review. *Pediatric exercise science*, 24(1), 2-21.

- Dürselen, L., Claes, L., & Kiefer, H. (1995). The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *The American journal of sports medicine*, 23(1), 129-136.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Grada Publishing as.
- Dylevský, I., & Kučera, M. (1999). *Sportovní medicína*. Praha: Grada.
- Ekstrand, J., & Gillquist, J. (1982). Soccer injuries and their mechanisms: a prospective study. *Medicine and science in sports and exercise*, 15(3), 267-270.
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American journal of sports medicine*, 39(6), 1226-1232.
- Engebretsen, A. H., Myklebust, G., Holme, I., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2010). Intrinsic risk factors for hamstring injuries among male soccer players a prospective cohort study. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(6), 1147-1153.
- English, A. W., Wolf, S. L., & Segal, R. L. (1993). Compartmentalization of muscles and their motor nuclei: the partitioning hypothesis. *Physical Therapy*, 73(12), 857-867.
- Farina, D. (2006). Interpretation of the surface electromyogram in dynamic contractions. *Exercise and sport sciences reviews*, 34(3), 121-127.
- Fleming, B. C., Ohlén, G., Renström, P. A., Peura, G. D., Beynnon, B. D., & Badger, G. J. (2003). The effects of compressive load and knee joint torque on peak anterior cruciate ligament strains. *The American journal of sports medicine*, 31(5), 701-707.
- Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Ohlen, G., Johnson, R. J., Peura, G. D., Beynnon, B. D., & Badger, G. J. (2001). The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *Journal of orthopaedic research*, 19(6), 1178-1184.
- Girard, O., Mendez-Villanueva, A., & Bishop, D. (2011). Repeated-sprint ability—Part I. *Sports medicine*, 41(8), 673-694
- Gleeson, N. P., Reilly, T., Mercer, T. H., Rakowski, S., & Rees, D. (1998). Influence of acute endurance activity on leg neuromuscular and musculoskeletal performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 30(4), 596-608.
- Granata, K. P., Padua, D. A., & Wilson, S. E. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 127-135.
- Granata, K. P., Wilson, S. E., & Padua, D. A. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I: Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 119-126.

- Griffin, L. Y., Agel, J., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Dick, R. W., Garrett, W. E., ... & Johnson, R. J. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(3), 141-150.
- Gross, J. M., Fetto, J., & Supnick, E. R. (2005). *Výšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton.
- Hammelsbeck, M., & Rathmayer, W. (1989). Intracellular Na⁺, K⁺ and Cl⁻ activity in tonic and phasic muscle fibers of the crab *Eriphia*. *Pflügers Archiv*, 413(5), 487-492.
- Hawkins, R., & Fuller, C. (1999). A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *British Journal Of Sports Medicine*, 33(3), 196-203.
- Heron, M. I., & Richmond, F. J. (1993). In-series fiber architecture in long human muscles. *Journal of Morphology*, 216(1), 35-45.
- Hoppenfeld, S. (1976). *Physical examination of the spine and extremities*. Norwalk: Appleton.
- Houtman, C. J., Stegeman, D. F., Van Dijk, J. P., & Zwarts, M. J. (2003). Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. *Journal of Applied Physiology*, 95(3), 1045-1054.
- Howatson, G. (2010). The impact of damaging exercise on electromechanical delay in biceps brachii. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(3), 477-481.
- Hughes, G., & Watkins, J. (2006). A risk-factor model for anterior cruciate ligament injury. *Sports Medicine*, 36(5), 411-428.
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2007). The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of biomechanics*, 40(16), 3555-3562.
- Chumanov, E. S., Heiderscheit, B. C., & Thelen, D. G. (2011). Hamstring musculotendon dynamics during stance and swing phases of high speed running. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(3), 525.
- Juel, C. (1988). Muscle action potential propagation velocity changes during activity. *Muscle & nerve*, 11(7), 714-719.
- Julian, F. J., & Morgan, D. L. (1981). Variation of muscle stiffness with tension during tension transients and constant velocity shortening in the frog. *The Journal of physiology*, 319(1), 193-203.
- Kamen, G., & Gabriel, D. A. (c2010). *Essentials of electromyography*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.

- Kapandji, A. I. (1998). *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints* (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Konrad, P. (2006). *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Scottsdale: Noraxon U.S.A., Inc.
- Kossev, A., Gantchev, N., Gydikov, A., Gerasimenko, Y., & Christova, P. (1992). The effect of muscle fiber length change on motor units potentials propagation velocity. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 32(6), 287-294.
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., & Bahr, R. (2007). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball video analysis of 39 cases. *The American journal of sports medicine*, 35(3), 359-367.
- Kučera, M., Kolář, P., & Dylevský, I. (2011). *Dítě, sport a zdraví*. Praha: Galén.
- Kulas, A. S., Hortobágyi, T., & DeVita, P. (2012). Trunk position modulates anterior cruciate ligament forces and strains during a single-leg squat. *Clinical Biomechanics*, 27(1), 16-21.
- Kuszewski, M., Gnat, R., & Saulicz, E. (2009). Stability training of the lumbo-pelvo-hip complex influence stiffness of the hamstrings: a preliminary study. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 19(2), 260-266.
- Latash, M. L. (1998). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- Lattier, G., Millet, G. Y., Martin, A., & Martin, V. (2004). Fatigue and recovery after high-intensity exercise part I: neuromuscular fatigue. *International journal of sports medicine*, 25(06), 450-456.
- Le Gall, F., Carling, C., Reilly, T., Vandewalle, H., Church, J., & Rochcongar, P. (2006). Incidence of injuries in elite French youth soccer players: a 10 - season study. *The American journal of sports medicine*, 34(6), 928-938.
- Lebar, A. M., Mencinger, T., & Miklavčič, D. (2005). Surface EMG as a method for following-up sports training efficiency. *Acta Univ. Palacki. Olomuc*, 35(1), 27.
- Lephart S., Riemann B., Fu F. Introduction to the sensorimotor system, in Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2000). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign: Human Kinetics.
- 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.

- Lexell, J., Taylor, C. C., & Sjöström, M. (1988). What is the cause of the ageing atrophy?: Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15-to 83-year-old men. *Journal of the neurological sciences*, 84(2), 275-294.
- Lloyd, R. S., Oliver, J. L., Hughes, M. G., & Williams, C. A. (2012). Age-related differences in the neural regulation of stretch–shortening cycle activities in male youths during maximal and sub-maximal hopping. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(1), 37-43.
- Malina, R. (2003). Growth and maturity status of young soccer players. In Reilly, T., & Williams, A. M. *Science and soccer* (2. ed.). (pp. 287-306). London: Routledge.
- Malina, R. M., Eisenmann, J. C., Cumming, S. P., Ribeiro, B., & Aroso, J. (2004). Maturity-associated variation in the growth and functional capacities of youth football (soccer) players 13–15 years. *European Journal Of Applied Physiology*, 91(5/6), 555.
- Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical biomechanics*, 16(5), 438-445.
- Markolf, K. L., Gorek, J. F., Kabo, J. M., & Shapiro, M. S. (1990). Direct measurement of resultant forces in the anterior cruciate ligament. An in vitro study performed with a new experimental technique. *J Bone Joint Surg Am*, 72(4), 557-567.
- Matthews, P. B. C. (1982). Where does Sherrington's "muscular sense" originate? Muscles, joints, corollary discharges. *Annual review of neuroscience*, 5(1), 189-218.
- McHugh, M. P., & Hogan, D. E. (2004). Effect of knee flexion angle on active joint stiffness. *Acta physiologica scandinavica*, 180(3), 249-254.
- Mendiguchia, J., Alentorn-Geli, E., & Brughelli, M. (2012). Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction?. *British journal of sports medicine*, 46(2), 81-85.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Brent, J. L., & Hewett, T. E. (2006). The effects of plyometric vs. dynamic stabilization and balance training on power, balance, and landing force in female athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 20(2), 345-353.
- Myer, G. D., Sugimoto, D., Thomas, S., & Hewett, T. E. (2013). The influence of age on the effectiveness of neuromuscular training to reduce anterior cruciate ligament injury in female athletes: a meta-analysis. *The American journal of sports medicine*, 41(1), 203-215.

- Navarro, E., Chorro, D., Torres, G., García, C., Navandar, A., & Veiga, S. (2015). A review of risk factors for hamstring injury in soccer: a biomechanical approach. *Motricidad: European Journal Of Human Movement*, 34, 52-74.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (Eds.). (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Nummela, A., Rusko, H. & Mero, A. (1994). EMG activities and ground reaction forces during fatigued and non-fatigued sprinting. *Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26(5):605-609.
- Nunley, R. M., Wright, D., Renner, J. B., Yu, B., & Garrett Jr, W. E. (2003). Gender comparison of patellar tendon tibial shaft angle with weight bearing. *Research in Sports Medicine*, 11(3), 173-185.
- Opar, D. A., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2012). Hamstring strain injuries. *Sports Medicine*, 42(3), 209-226.
- Orchard, J., & Best, T. M. (2002). The management of muscle strain injuries: an early return versus the risk of recurrence. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 12(1), 3-5.
- Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., & Gansneder, B. M. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 294.
- Pena Reyes, M. E., Cardenas-Barahona, E., & Malina, R. M. (1994). Growth, physique, and skeletal maturation of soccer players 7-17 years of age. *Humanbiologia Budapestinensis*, 5, 453-458.
- Pfirrmann, D., Herbst, M., Ingelfinger, P., Simon, P., & Tug, S. (2016). Analysis of injury incidences in male professional adult and elite youth soccer players: a systematic review. *Journal of athletic training*, 51(5), 410-424.
- Pietraszewski, B., Siemieński, A., Bober, T., Struzik, A., Rutkowska-Kucharska, A., Nosal, J., & Rokita, A. (2015). Lower extremity power in female soccer athletes: a pre-season and in-season comparison. *Acta Of Bioengineering & Biomechanics*, 17(3), 129-135.
- Pinniger, G. J., Steele, J. R., & Groeller, H. (2000). Does fatigue induced by repeated dynamic efforts affect hamstring muscle function?. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(3), 647-653.
- Pointon, M., Duffield, R., Cannon, J., & Marino, F. E. (2012). Cold water immersion recovery following intermittent-sprint exercise in the heat. *European journal of applied physiology*, 112(7), 2483-2494.

- Pollard, C. D., Sigward, S. M., Ota, S., Langford, K., & Powers, C. M. (2006). The influence of in-season injury prevention training on lower-extremity kinematics during landing in female soccer players. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16(3), 223-227.
- Price, R. J., Hawkins, R. D., Hulse, M. A., & Hodson, A. (2004). The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. *British journal of sports medicine*, 38(4), 466-471.
- Price, R. J., Hawkins, R. D., Hulse, M. A., & Hodson, A. (2004). The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. *British journal of sports medicine*, 38(4), 466-471.
- Quatman, C. E., Quatman-Yates, C. C., & Hewett, T. E. (2010). A 'Plane' Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms. *Sports Medicine*, 40(9), 729-746.
- Rahnama, N., Reilly, T., & Lees, A. (2002). Injury risk associated with playing actions during competitive soccer. *British journal of sports medicine*, 36(5), 354-359.
- Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A., & Graham-Smith, P. (2003). Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *Journal of Sports Science*, 21(11), 933-942.
- Rampinini, E., Bosio, A., Ferraresi, I., Petruolo, A., Morelli, A., & Sassi, A. (2011). Match-related fatigue in soccer players. *Medicine and science in sports and exercise*, 43(11), 2161-2170.
- Ratel, S., Duché, P., & Williams, C. A. (2006). Muscle fatigue during high-intensity exercise in children. *Sports Medicine*, 36(12), 1031-1065.
- Robineau, J., Jouaux, T., Lacroix, M., & Babault, N. (2012). Neuromuscular fatigue induced by a 90-minute soccer game modeling. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(2), 555-562.
- Rokyta, R. (2008). Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, ošetřovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech (2., přeprac. vyd.). Praha: ISV.
- Rozzi, S., Yuktanandana, P., Pincivero, D., & Lephart, S. M. Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control, in Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2000). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign: Human Kinetics.
- Safran, M. R., Garrett, W. E., Seaber, A. V., Glisson, R. R., & Ribbeck, B. M. (1988). The role of warmup in muscular injury prevention. *The American journal of sports medicine*, 16(2), 123-129.

- Santamaria, L. J., & Webster, K. E. (2010). The effect of fatigue on lower-limb biomechanics during single-limb landings: a systematic review. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 40(8), 464-473.
- Sherrington, C. S. (1900). The muscular sense. *Textbook of physiology*, 2, 1002-1025.
- Schache, A. G., Wrigley, T. V., Baker, R., & Pandy, M. G. (2009). Biomechanical response to hamstring muscle strain injury. *Gait & posture*, 29(2), 332-338.
- Scherrer, J. (1995). *Únava*. Praha: Victoria Publishing.
- Silder, A., Reeder, S. B., & Thelen, D. G. (2010). The influence of prior hamstring injury on lengthening muscle tissue mechanics. *Journal of biomechanics*, 43(12), 2254-2260.
- Small, K., McNaughton, L. R., Greig, M., Lohkamp, M., & Lovell, R. (2009). Soccer fatigue, sprinting and hamstring injury risk. *International journal of sports medicine*, 30(08), 573-578.
- Smith, C. M., Housh, T. J., Hill, E. C., Johnson, G. O., & Schmidt, R. J. (2017). Dynamic versus isometric electromechanical delay in non-fatigued and fatigued muscle: A combined electromyographic, mechanomyographic, and force approach. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 33, 34-38.
- Stalberg, E. (1966). Propagation velocity in human muscle fibers in situ. *Acta physiologica Scandinavica. Supplementum*, 287, 1.
- Van Eijden, T. M. G. J., De Boer, W., & Weijs, W. A. (1985). The orientation of the distal part of the quadriceps femoris muscle as a function of the knee flexion-extension angle. *Journal of biomechanics*, 18(10), 803807-805809.
- Véle, F. (2006). Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy (2. rozšířené a přepracované vydání). Praha: Triton.
- Waugh, C. M., Korff, T., Fath, F., & Blazevich, A. J. (2013). Rapid force production in children and adults: mechanical and neural contributions. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 45(4), 762-771.
- Wetters, N., Weber, A. E., Wuerz, T. H., Schub, D. L., & Mandelbaum, B. R. (2016). Mechanism of Injury and Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 24(1), 2-6.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2008). Effect of varying hamstring tension on anterior cruciate ligament strain during in vitro impulsive knee flexion and compression loading. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 90(4), 815-823.

- Witvrouw, E., Danneels, L., Asselman, P., D'Have, T., & Cambier, D. (2003). Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, *31*(1), 41-46.
- Wojtys, E. M., Huston, L. J., Schock, H. J., Boylan, J. P., & Ashton-Miller, J. A. (2003). Gender differences in muscular protection of the knee in torsion in size-matched athletes. *J Bone Joint Surg Am*, *85*(5), 782-789.
- Wojtys, E. M., Huston, L. J., Taylor, P. D., & Bastian, S. D. (1996). Neuromuscular adaptations in isokinetic, isotonic, and agility training programs. *The American journal of sports medicine*, *24*(2), 187-192.
- Woods, C., Hawkins, R., Hulse, M., & Hodson, A. (2002). The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football—analysis of preseason injuries. *British journal of sports medicine*, *36*(6), 436-441.
- Zebis, M. K., Andersen, L. L., Bencke, J., Kjær, M., & Aagaard, P. (2009). Identification of athletes at future risk of anterior cruciate ligament ruptures by neuromuscular screening. *The American journal of sports medicine*, *37*(10), 1967-1973.
- Zeller, B. L., McCrory, J. L., Kibler, W. B., & Uhl, T. L. (2003). Differences in kinematics and electromyographic activity between men and women during the single-legged squat. *The American journal of sports medicine*, *31*(3), 449-456.
- Zhou, S., Lawson, D. L., Morrison, W. E., & Fairweather, I. (1995). Electromechanical delay in isometric muscle contractions evoked by voluntary, reflex and electrical stimulation. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, *70*(2), 138-145.
- Zwarts, M. J., & Stegeman, D. F. (2003). Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. *Muscle & nerve*, *28*(1), 1-17.

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

Podpis zákonného zástupce:

Datum:

Podpis řešitele pověřeného touto studii:

Datum: