

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

VLIV SPECIFICKÉHO ÚNAVOVÉHO PROTOKOLU  
NA SVALOVÉ A NERVOSVALOVÉ FUNKCE  
U ADOLESCENTNÍCH FOTBALISTŮ

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Monika Pavlačková, Fyzioterapie  
Vedoucí práce: doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr.

Olomouc 2017

**Jméno a příjmení autora:** Monika Pavlačková

**Název diplomové práce:** Vliv specifického únavového protokolu na svalové a nervosvalové funkce u adolescentních fotbalistů

**Pracoviště:** Katedra sportu

**Vedoucí diplomové práce:** doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2017

**Abstrakt:** Cílem této bakalářské práce bylo zjistit, zda se u hráčů fotbalu v průběhu adolescence mění vliv specifické únavy na svalovou komponentu a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu. Vybraní elitní fotbalisté byli měřeni dva po sobě jdoucí roky. Oba dva roky studie dokončilo 11 elitních mladých fotbalistů (U16 –  $16,00 \pm 0,40$  let; U17 –  $17,04 \pm 0,41$  let). Sledovanými parametry byly absolutní a relativní tuhost dolních končetin (ALS; RLS), index reaktivní síly (RSI) a konvenční a funkční poměry izokinetické síly hamstringů a kvadricepsu (H/Qc; H/Qf) pro dominantní a nedominantní dolní končetinu (DDK; NDK) při úhlových rychlostech  $60^\circ/s$  a  $180^\circ/s$ . Výsledky Wilcoxonova neparametrického testu vykazují signifikantní snížení ALS a RLS ( $P = 0,003$ ;  $r = 0,608$ ) a signifikantní zvýšení RSI ( $P = 0,012$ ;  $r = 0,512$ ) u kategorie U16 vlivem SAFT<sup>90</sup>. U kategorie U17 došlo k signifikantnímu zhoršení ALS a RLS ( $P = 0,10$ ;  $r = 0,550$ ) a H/Qf DDK  $60^\circ/s$  ( $P = 0,026$ ;  $r = 0,474$ ) a signifikantní zvýšení H/Qc DDK  $60^\circ/s$  ( $P = 0,041$ ;  $r = 0,436$ ) vlivem specifické únavy. Zkoumání vlivu únavy ve sledovaném období adolescence vykazuje nejednoznačné výsledky. ALS a RLS vykazuje tendenci se s věkem zlepšovat, RSI a H/Q poměry mají pro tuto studii většinou tendenci se s věkem zhoršovat. Statisticky významný rozdíl byl zjištěn jen u H/Qc DDK a NDK při úhlové rychlosti  $180^\circ/s$  ( $P = 0,33$ ;  $r = 0,455$ ). Výsledky této studie nepotvrdily vliv věku na velikost změn ukazatelů svalové a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu po absolvování specifického únavového protokolu.

**Klíčová slova:** tuhost dolních končetin, index reaktivní síly, H/Q poměr, fotbal, adolescenti, únava

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Monika Pavlačková

**Title of master thesis:** Influence of specific fatigue protocol on muscular and neuromuscular functions of adolescent football players

**Department:** Department of sport

**Supervisor:** doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr.

**The year of presentation:** 2017

**Abstract:** Aim of this diploma thesis was to determine impact of specific fatigue (SAFT90) and maturity on muscular and neuromuscular component of knee joint dynamic stability. Chosen elite football players were measured two consecutive years. Whole two years of study finished 11 elite young football players (U16 –  $16,00 \pm 0,40$  let; U17 –  $17,04 \pm 0,41$  years old). Monitored parameters were absolute and relative leg stiffness (ALS; RLS), reactive strenght ratio (RSI) and conventional and functional ratio of isokinetic strength of hamstrings and quadriceps (H/Qc; H/Qf) for dominant and non-dominant leg (DDK; NDK) at angular velocities  $60^\circ/s$  a  $180^\circ/s$ . Results of Wilcoxon's non-parametric test show significant decrease of ALS and RLS ( $P = 0,003$ ;  $r = 0,608$ ) and significant increase of RSI ( $P = 0,012$ ;  $r = 0,512$ ) due to the effect of SAFT<sup>90</sup> in category U17. There was also shown significant decrease of ALS and RLS ( $P = 0,10$ ;  $r = 0,550$ ) and H/Qf DDK  $60^\circ/s$  ( $P = 0,026$ ;  $r = 0,474$ ) and significant increase of H/Qc DDK  $60^\circ/s$  ( $P = 0,041$ ;  $r = 0,436$ ) due to the effect of specific fatigue. Research of fatigue impact during monitored period of maturity shows ambiguous results. Absolute and relative leg stiffness shows tendency to be getting better with higher age. RSI and H/Q ratios in this study show tendency to be getting worse with higher age. Statistically significant difference was found only in H/Qc DDK and NDK  $180^\circ/s$  ( $P = 0,33$ ;  $r = 0,455$ ). Results of this study didn't confirm influence of age on value changes of indicators of muscle and neuromuscle component of knee joint dynamic stability caused by specific fatigue protocol.

**Keywords:** leg stiffness, reactive strength index, H/Q ratio, soccer, football, adolescent, fatigue

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Doc. PaedDr. Michala Lehnerta Dr., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 17. 7. 2017

.....

Diplomová práce vznikla za podpory projektu Univezity Palackého č. IGA\_FTK\_2015\_005 s názvem „Únava a riziko zranění předního zkříženého vazů (ACL) u hráčů a hráček dorostenecké kategorie“.

Děkuji Doc. PaedDr. Michalu Lehnertovi, Dr. za pomoc, cenné rady a individuální přístup při zpracování diplomové práce. Děkuji také RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování dat a dále celému kolektivu, který se podílel na realizaci měření.

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

LCA, ACL – přední zkřížený vaz

LCP – zadní zkřížený vaz

LCM – mediální kolaterální vaz

LCL – laterální kolaterální vaz

CNS – centrální nervová soustava

SSC – stretch-shortening cycle (cyklus protažení a následné kontrakce)

EMG – elektromyografie

m., mm. – musculus, musculi

lig., ligg. – ligamentum, ligamenta

SAFT<sup>90</sup> – soccer specific aerobic field test (specifický, fotbalový, únavový protokol)

U16 – skupina 16letých fotbalistů

U17 – skupina 17letých fotbalistů

LS – leg stiffness (tuhost dolní končetiny)

ALS – absolute leg stiffness (absolutní tuhost dolní končetiny)

RLS – relative leg stiffness (relativní tuhost dolní končetiny)

RSI – reactive strength index (index reaktivní síly)

PT – peak torque (maximální točivý moment)

H/Q poměr – poměr momentu síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu

H/Q<sub>c</sub> – konvenční H/Q poměr

H/Q<sub>f</sub> – funkční H/Q poměr

m, cm – metr, centimetr

min, s, ms – minuta, sekunda, milisekunda

n – počet

M – aritmetický průměr

SD – směrodatná odchylka

Mdn – medián

Min – minimum

Max – maximum

## OBSAH

1	ÚVOD.....	10
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	10
2.1	Fotbal a motorické předpoklady.....	11
2.2	Stabilizace kolenního kloubu.....	11
2.3	Pasivní stabilizace kolenního kloubu.....	11
2.3.1	Tibiofemorální kloub.....	12
2.3.2	Kineziologie kolenního kloubu.....	12
2.4	Dynamická stabilizace kolenního kloubu.....	13
2.4.1	Extenzorová skupina kolenního kloubu.....	14
2.4.2	Flexorová skupina kolenního kloubu.....	14
2.5	Poranění předního zkříženého vazy.....	15
2.5.1	Kontaktní poranění předního zkříženého vazy.....	16
2.5.2	Nekontaktní poranění předního zkříženého vazy.....	16
2.6	Nekontaktní poranění předního zkříženého vazy.....	17
2.6.1	Anatomické charakteristiky.....	17
2.6.2	Závislost na pohlaví.....	18
2.6.3	Vztah ligament k hormonální hladině.....	18
2.6.4	Biomechanické charakteristiky.....	18
2.7	Neuromuskulární charakteristiky.....	19
2.7.1	Dominance svalových skupin.....	19
2.7.2	Dominance dolní končetiny.....	19
2.7.3	Valgotizace kolenního kloubu.....	20
2.7.4	Neuromuskulární Feed-Forward strategie.....	20
2.7.5	Dynamická rovnováha.....	21
2.8	Posouzení neuromuskulárních rizikových faktorů.....	21
2.8.1	Typ svalových vláken a druh svalové kontrakce.....	21



2.8.2	Neuromuskulární únava .....	23
2.8.3	Svalová tuhost.....	28
2.8.4	Rychlost svalové kontrakce a reakční síla.....	29
2.8.5	Izokinetická dynamometrie .....	30
2.8.6	Neuromuskulární faktory a věk .....	32
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....	34
3.1	Cíl práce .....	34
3.2	Dílčí cíle.....	34
3.3	Výzkumné otázky:.....	34
4	METODIKA.....	35
4.1	Charakteristika výzkumného souboru .....	35
4.2	Postup měření.....	36
4.2.1	Měření reaktivní síly a svalové tuhosti .....	36
4.2.2	Izokinetické testování.....	37
4.2.3	Únavový protokol SAFT <sup>90</sup> .....	39
4.3	Statistické zpracování dat .....	39
5	VÝSLEDKY .....	40
6	DISKUZE.....	48
7	ZÁVĚRY .....	56
8	SOUHRN .....	57
9	SUMMARY .....	58
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	59
11	PŘÍLOHY .....	74

# 1 ÚVOD

Většina ruptur předního zkříženého vazů (údajně až 75%) vzniká za minimálního nebo žádného vnějšího vlivu v době zranění, nejčastěji při rychlých změnách směru, výskocích, dopadech a stranových pohybech. Poranění předního zkříženého vazů může mít dlouhodobé následky na postižený kolenní kloub. Fotbal je celosvětově populární sport s častým výskytem poranění a ruptur předního zkříženého vazů, proto roste zájem o výzkum mechanismů vzniku poranění tohoto vazů ze strany lékařů, fyzioterapeutů i trenérů. Je dokázáno, že výskyt poranění se zvyšuje ke konci utkání či poločasu, únava tedy může hrát důležitou roli z hlediska ovlivnění neuromuskulárních funkcí, tedy i dynamické stability kolenního kloubu. Během fotbalového zápasu vykonají elitní fotbalisté 150 – 250 krátkých intenzivních akcí, polovina z nich jsou kratší než 10m a téměř všechny jsou kratší než 30m. To demonstruje důležitost rozvoje síly v rychlosti u hráčů.

Pojem zdraví je v souvislosti s elitním sportem přímo spojen s výkonností v soutěži. Sportovci jsou ochotni podstupovat velká zdravotní rizika s cílem uspět v důležitých soutěžích, řeší neustálé dilema – nutnost riskovat a zajistit si vlastní zdraví. Riziko zranění u mladých hráčů ovlivňuje dospívání a zranění.

Diplomová práce se snaží zjistit, zda se u hráčů fotbalu v průběhu adolescence mění vliv specifické únavy na svalovou komponentu a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu. Dále se snaží posoudit vliv specifické únavy na svalovou komponentu a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu kategorie v prvním roce a druhém roce sledování u adolescentních fotbalistů.

## **2 PŘEHLED POZNATKŮ**

### **2.1 Fotbal a motorické předpoklady**

Fotbal je celosvětově populární sport. Zrychlení, maximální rychlost a hbitost jsou potřebné specifické vlastnosti fotbalového hráče (Pathansat, Juta, & Chalerm, 2017). Hráči opakovaně využívají cyklu protažení a následné kontrakce za účelem rozvoje vysoké míry síly při odrazových aktivitách, jako jsou sprinty, náhlé změny směru a skoky (Oliver, Lloyd, De Ste Croix, & Williams, 2014). Herní post má velký vliv na čas strávený ve sprintu, poskoky a stoj na místě. Hráči na odlišných pozicích mají odlišné fyzické a fyziologické profily. Velmi výrazný rozdíl je v užívání opakovaných sprintů mezi brankářem a hráči v poli. Útočníci mají lepší výkonnost při opakovaných sprintech než obránci a záloha. Tato výkonnost se vztahuje na schopnost jedince vykonávat maximální sprinty krátkého trvání v řadě s krátkým zotavením mezi jednotlivými sprinty (Pathansat et al., 2017). Fotbal je jedním ze sportů, kde je nejvyšší riziko poranění předního zkříženého vazy (LCA) (Dai, Mao, Garrett, & Yu, 2014). Poranění předního zkříženého vazy jsou pravděpodobně nejběžnější těžká poranění ve fotbale (Alentorn-Geli et al., 2015).

### **2.2 Stabilizace kolenního kloubu**

Pasivní stabilita je dána pomocí nekontraktilních struktur kolenního kloubu. Těmito strukturami jsou kloubní obal, laterální a mediální meniskus a čtyři extracapsulární ligamenta – ligamentum colleterale mediale et laterale (LCM, LCL), ligamentum cruciatum anterius et posterius (LCA, LCP). Dynamická stabilizace kolenního kloubu je udržována pomocí svalů, které překračují přes kolenní kloub. Jsou jimi primárně m. quadriceps femoris, hamstringy a m. triceps surae (Hughes & Watkins, 2006).

### **2.3 Pasivní stabilizace kolenního kloubu**

K porozumění možným mechanismům, které přispívají ke vzniku poranění LCA je třeba znát anatomii kolenního kloubu, jak je udržována jeho stabilita a roli LCA v rámci tibiofemorálního skloubení. Tibiofemorální kloub je vzájemné propojení

proximálního konce tibie a distálního konce femuru. Patellofemorální skloubení je spojení přední stehenní plošiny s patellou (Hughes & Watkins, 2006).

### **2.3.1 Tibiofemorální kloub**

Proximální kloubní plochy tvoří velká laterální a mediální plošina distálního konce femuru. Dvě kloubní plošiny jsou odděleny interkondylárním zářezem. Artikulární plochy proximální tibie jsou dvě mělké konkávní platau. Tibiofemorální kloub je stabilizován pomocí pasivních a dynamických struktur (Hughes & Watkins, 2006).

Vazy jsou primární zádržný systém a na rozdíl od svalů, které se řídí signály z mozku nebo reflexy, nejsou vazy inervovány a slouží jako pasivní omezení pohybu v kloubu. Jakýkoliv pohyb nebo zatížení, které napíná vazy mimo jejich kapacitu může vést k trhlinám nebo dokonce ruptuře, což vede ke kloubní dysfunkci (Miura et al., 2004).

LCA a LCP jsou umístěny v interkondylární rýze a vzájemně se kříží. Proximální úpon LCA jde z laterálního kondylu femuru z místa posteromediální zóny. Distální úpon ligamenta jde z proximální (ventrální, intermeniskální) části tibie z area intercondylaris anterior. Proximální úpon LCP jde z mediálního kondylu femuru z anteroinferiorní zóny, distální úpon jde z posteriorní zóny area intercondylaris tibie (Hughes & Watkins, 2006).

### **2.3.2 Kineziologie kolenního kloubu**

Kolenní kloub je největší kloub lidského těla. Je tvořen skloubením patellofemorálním a tibiofemorálním (mediální a laterální část). V uzavřeném řetězci je pohyb kolenního kloubu spojen s pohybem v kloubech okolních – kloub kyčelní, hlezenní. Tibiofemorální skloubení není kongruentní – v sagitální rovině, tato inkongruence je zmírňována vmezeřenými menisky, ve frontální rovině jsou kloubní plochy tibie a femuru poměrně dobře kongruentní. Kinematika vzájemného pohybu segmentů kolenního kloubu je dána umístěním a napětím vazů (hlavně zkřížených) a tvarem kloubních ploch a významné jsou také vnější síly (zejména tíhová síla) (Kapandji, 1987; Vařeka & Vařeková, 2012).

Zkřížené vazy se nachází extrasynoviálně a intraartikulárně v kolenním kloubu. Funkcí zkřížených vazů je zajistit normální pohyb mezi kloubními plochami tibie a femuru (Hughes & Watkins, 2006).

Přední zkřížený vaz se dělí na dvě části – na anteromediální a posterolaterální svazek vláken. Při flexi kolenního kloubu je napínána delší a silnější anteromediální část ligamenta a posterolaterální část je napínána při extenzi kolenního kloubu. LCA spolu s hamstringy brání anteriornímu (ventrálnímu) posunu tibie vzhledem k femuru a dorzálnímu posunu femuru vzhledem k tibií a zajišťuje rotační stabilitu kolenního kloubu. Velikost smykové síly v anteriorním směru působící na tibií a její vliv na ACL je do značné míry ovlivněn tahem reakční síly posteriorním směrem a úhlem flexe kolenního kloubu v průběhu pohybu. Flekční moment musí být vybalancován extenčním momentem – jehož primárním generátorem je m. quadriceps femoris – ten působí tahem na proximální konec tibie v anteriorním směru a je primární příčinou mechanismu napínání LCA (Dai et al., 2014; Pauček, Smékal, & Holibka, 2014).

Podobně LCP spolupracuje s kvadricepsem bránit posteriorní dislokaci tibie vzhledem k femuru. Pokud je v kolenním kloubu větší flexe mění se linie působení čtyřhlavého stehenního svalu tak, že spolu s LCA a hamstringy brání posteriornímu posunu tibie. Může to být důvod, proč je poranění LCA méně časté když je kolenní kloub tímto způsobem fixován. Zkřížené vazy pomáhají také bránit hyperextenzi v tibiofemorálním skloubení, mediálnímu a laterálnímu posunu a vnitřní rotaci tibie vzhledem k femuru (Hughes & Watkins, 2006).

## **2.4 Dynamická stabilizace kolenního kloubu**

Dynamická stabilita kolenního kloubu je výsledkem integrace geometrie kloubních ploch, měkkých tkání a zátěže působící na kloub. Kostní architektura poskytuje pouze malou stabilitu i když jsou kloubní plochy doplněny menisky (Allen et al., 2000; Williams, Chmielewski, Rudolph, Buchanan, & Snyder-Mackler, 2013). Naopak orientace a vlastnosti vazů, kloubního obalu a měkkých tkání – šlach a svalů kolenního kloubu se významně podílí na stabilizaci kolenního kloubu (Williams et al., 2013).

### 2.4.1 Extenzorová skupina kolenního kloubu

Extenzorem kolenního kloubu je m. quadriceps femoris., který se skládá ze čtyř svalových bříšek. Tři z nich jsou monoartikulární svaly – m. vastus medialis, m. vastus intermedius, m. vastus lateralis, jeden je biartikulární – m. rectus femoris. Tato oddělená svalová bříška se sbíhají do jedné šlachy obsahující sezamskou kůstku – patellu a upíná se na tuberositas tibiae. Funkcí česky je zvýšit účinnost kontrakce svalu (Ombregt, 2013).

### 2.4.2 Flexorová skupina kolenního kloubu

Kolenní flexory jsou označovány jako takzvané hamstringy – m. semitendinosus, m. semimembranosus a m. biceps femoris, dále pak m. sartorius, m. gracilis, m. popliteus a mm. gastrocnemii (Ombregt, 2013).

M. gastrocnemii jsou silné plantiflexory hlezna, ale pouze slabé flexory kolene, ale také napomáhají stabilizaci kolenního kloubu. Mediální hlava je také slabým vnitřním a laterální hlava slabým zevním rotátorem. Mm. semitendinosus, gracilis a sartorius mají úpon v předu mediálního kondylu tibiae – pes anserinus. Tyto svaly jsou flexory a vnitřními rotátory kolenního kloubu (Ombregt, 2013).

M. semimembranosus se upíná na mediálním kondylu tibiae a některými snopci se vplétá do ligamentum popliteum obliquum a do zadního lemu mediálního menisku, jeho funkcí je taktéž flexe a vnitřní rotace (Ombregt, 2013).

M. popliteus svým úponem vychází z kloubu od laterálního epikondylu femuru, další snopce vychází ze zadní části kloubního obalu a laterálního menisku. Svalové bříško leží hluboko ve fossa poplitea pod vastus lateralis m. gastrocnemius a m. plantaris. Upíná se na horní zadní část tibiae a je to flexor a vnitřní rotátor kolenního kloubu. Rovněž překlenuje zadní část kloubního pouzdra a táhne laterální meniskus vzad během flexe. Další důležitou funkcí tohoto svalu je bránit femuru sklouznout vpřed během podřepu – tato aktivní funkce je velmi podobná pasivní funkci LCP (Ombregt, 2013).

M. biceps femoris – laterální hamstring má dvě hlavy. Dlouhá hlava (caput longum) má začátek na tuber ischiadicum, krátká hlava (caput breve) začíná na labium laterale lineae asperae a obě se upínají na vrchol posteriorní části hlavičky fibuly, do laterálního kolaterálního ligamenta a některá vlákna se vplétají do posterolaterální

části tibie a do laterální části kloubního pouzdra. Je silným flexorem a zevním rotátorem kolenního kloubu (Ombregt, 2013).

## **2.5 Poranění předního zkříženého vazů**

Rekreační a výkonnostní sport – fotbal se těší stále větší popularitě. Počet poranění, včetně ruptur předního zkříženého vazů se tímto také zvyšuje. Roste tedy zájem a výzkum týkající se mechanismů vzniku a prevence tohoto poranění. Zranění LCA může mít dlouhodobé následky na postižený kolenní kloub – změny kinematiky kolenního kloubu, spojené s poškozením menisků a chrupavky a následně artrózu kolenního kloubu. Většina ruptur – přibližně 75%, jsou způsobeny za minimálního nebo žádného vnějšího kontaktu v době zranění (Wetters, Weber, Wuerz, Schub, & Mandelbaum, 2016).

Poranění LCA je zranění často spojované se sportem, které může mít velmi závažné následky (De Ste Croix, Priestley, Lloyd, & Oliver, 2015; Griffin et al., 2006). Trhliny v LCA se tvoří v průběhu aktivit zahrnujících náhlé zrychlování a zpomalování pohybu, při náhlých změnách směru, při výskocích a doskocích a tam, kde dojde k rychlému a nečekanému pohybu. Při takovém pohybu je nezbytné, aby hamstringy reagovaly velmi rychle a stabilizovaly kolenní kloub při tak extrémním zatížení (De Ste Croix et al., 2015; McLean, Borotikar, & Lucey, 2010; Smith et al., 2012). Pohybové vzorce kombinující velkou addukci a vnitřní rotaci v kyčelním kloubu s malou flexí v kolenním kloubu jsou spojeny se zvýšeným rizikem poranění LCA. Riziko poranění je vyšší při vychýlení těžiště z opěrné báze – speciálně více laterálně, během pohybu pouze na jedné dolní končetině (Hewett & Myer, 2011; Tengman, Grip, Stensdotter, & Häger, 2015).

Mezi nejčastější poranění ve fotbale patří taktéž natažení hamstringů, které představuje asi 12% všech fotbalových úrazů. Nerovnováha mezi flexorovou a extenzorovou svalovou skupinou kolenního kloubu je potenciální rizikový faktor pro natažení hamstringů, stejně tak jako pro rupturu LCA (Delextrat, Gregory, & Cohen, 2017; Sandnier, & Tourny-Chollet, 2007). Hamstringy působí jako agonisté LCA a excentrickou kontrakcí brání posunu tibie anteriorně při rychlé a silné extenzi v kolenním kloubu. (Delextrat et al., 2017; Small, McNaughton, Creig, Lohkamp, & Lovell, 2009).



**Obrázek 1.** a) Normální postavení ligament při částečné flexi kolenního kloubu, b) ruptura LCA následkem posteriorní dislokace femuru vůči tibii, c) ruptura LCP následkem anteriorní dislokace femuru vůči tibii (Hughes & Watkins, 2006).

### 2.5.1 Kontaktní poranění předního zkříženého vazy

Mechanismus kontaktního typu poranění LCA je typicky vyvolán velkou vnější energií. Zahrnuje traumatizující dislokaci kolenního kloubu nebo zranění v poli způsobené velkým množstvím energie. Podobně jako bezkontaktní typ může dojít k hyperextenzi nebo ke srážce, kdy na kolenní kloub působí valgózní nebo varózní stres formou posunu nebo střížného pohybu (Walden et al., 2017; Wetters et al., 2016). O'Donogueova triáda je poranění, při kterém je postiženo LCA, LCM a mediální meniskus (Shelbourne, & Nitz, 1991; Wetters et al., 2016).

### 2.5.2 Nekontaktní poranění předního zkříženého vazy

Poranění předního zkříženého vazy postihuje především mladší generaci. Po zranění a rekonstrukcích LCA je vysoké riziko brzkého vzniku osteoartózy. U sportovců představuje zhruba 70% ze všech zranění LCA poranění bezkontaktním mechanismem. Hlavním rysem těchto poranění je zapojení více vektorů síly nebo multiplanární natažení. Konkrétně zatížení v sagitální a frontální rovině v kombinaci s dysbalanční svalovou kontrakcí quadricepsu a hamstringů vede k významnému namáhání LCA (Shimokochi, & Shultz, 2008). Kim et al. (2015) tvrdí, že poranění LCA se nejčastěji dějí, když je kolenní kloub téměř v extenzi, s velkou vnitřní rotací bérce a také s mírnou valgotizací kolenního kloubu. Videografické analýzy naznačují, že bezkontaktní poranění LCA je často v momentu došlapu s téměř plnou extenzí v koleni,



kdy je také největší napětí v ligamentu (Krosshaug et al., 2007; Olsen, Myklebust, Engebretsen, & Bahr, 2004). Také při dynamických aktivitách, jako je skákání a chůze, dochází k maximálnímu namáhání při téměř plné extenzi. Když se koleno dostává téměř do extenze ligamentum patellae působí anteriorním tahem na kortex tibie a roste napětí v LCA. Vnitřní rotace bérce zvyšuje tah LCA, kdežto zevní rotace ho nijak výrazně nezvyšuje. Kombinace anteriorní smykové síly a vnitřní rotace dramaticky zvyšují natažení LCA. Konkrétně vede k úrazu LCA téměř plná extenze doprovázená anteriorním pohybem tibie (22mm), vnitřní rotací (15°) a valgotizací (5°) (Fleming et al., 2001; Kim et al., 2015).

Snížení výkonu ve sprintu je u dospělých fotbalistů pozorováno ve druhém poločase (trvání poločasu 15 minut) simulovaného zápasu, podobně tomu je i u mládeže, kde dojde ke snížení výkonu ve druhém poločase (trvání poločasu 14 minut) simulovaného utkání a snížení výkonu výskoků po 42 minutách trvání protokolu. Výskyt zranění se během soutěžního utkání zvyšuje ke konci první poloviny zápasu a přetrvává po zbytek zápasu jak u dospělých, tak i u mládeže (Hughes, & Watkins, 2006; Oliver et al., 2014).

## **2.6 Nekontaktní poranění předního zkříženého vazů**

Rizikové faktory poranění předního zkříženého vazů je možno dělit na vnitřní a vnější. Vnitřní faktory jsou osobní, fyzické a psychologické, mezi vnitřní faktory se řadí environmentální podmínky a způsob provádění dané činnosti (Hughes, & Watkins, 2006). Rizikové faktory lze dělit i na anatomické, hormonální a biomechanické (Griffin et al., 2006).

### **2.6.1 Anatomické charakteristiky**

Existuje celá řada anatomických rizik, zahrnující zvýšenou generalizovanou laxicitu vaziva, Q-úhel, anteriorní klopení pánve, anteverze femuru, pronační postavení v subtalárním kloubu a body mass index (BMI) (Alentorn-Geli et al., 2014; Wetters et al., 2016). Dále existují vrozené anatomické odchylky týkající se izolovaně kolenního kloubu jako je úzká interkondylární rýha, menší rozměr a šířka ligamenta a zvýšený zadní tibiální sloupec.

BMI teoreticky způsobuje velké axiální zatížení na tibiofemorální kloub, způsobující zvýšené napětí LCA v relativní extenzi. Ovšem fakt, jestli BMI souvisí

s poraněním předního zkříženého vazů, je podle různých studií sporný (Brown, & Yu, 2007; Evans et al., 2012; Wetters et al., 2016).

### **2.6.2 Závislost na pohlaví**

Výskyt bezkontaktního poranění LCA u žen je až 8 krát častější než u mužů soutěžících ve stejných sportech (Hughes & Watkins, 2006). U ženských sportovkyň je výskyt všech typů poranění LCA až 9 krát častější než u mužů a četnost zranění má v současné době vzrůstající tendenci (Cug, Wikstrom, Golshaei, & Kirazci, 2016). Ženy mají menší LCA vyhodnocené vzhledem k celkové hmotnosti, objemu, délce a ploše příčného průřezu. Dále bylo zjištěno, že ženy mají nižší pevnost ligamenta v tahu ve srovnání s muži (Chandrashekar, Mansouri, Slauterbeck, & Hashemi, 2006; Wetters et al., 2016).

### **2.6.3 Vztah ligament k hormonální hladině**

Laxicita kloubu poukazuje na stupeň nestability v kloubu – rozsah pohybu je v určitém směru abnormální, pokud je pohyb prováděn pasivně – bez aktivity svalstva. Zvýšená laxicita kolenního kloubu může přispívat ke zvýšení rizika poranění LCA. Ženy vykazují větší míru laxicity než muži, což může přispívat k častějšímu výskytu poranění LCA právě u žen (Hughes & Watkins, 2006; Uhorchak et al., 2003). Bylo dokonce prokázáno, že nejvyšší riziko poranění LCA je v preovulační fázi menstruačního cyklu, tento jev je přisuzován vysoké hladině estrogenu na systémové úrovni během této fáze menstruačního cyklu (Belanger, Burt, Callaghan, Clifton, & Gleberzon, 2013).

### **2.6.4 Biomechanické charakteristiky**

Odchyly jako naklonění pánve – její antevertze a změněné postavení femuru a pronace v subtalárním skloubení ovlivní biomechaniku dolní končetiny. (Dai et al., 2015; Wetters et al., 2016). Větší náklon pánve do antevertze relativně mění tenzi svalů dolní končetiny (Alentorn-Geli et al., 2009). Antevertze pánve může způsobit oslabení hamstringů a gluteální svalů, zejména m. gluteus medius (oslabení vzniká v důsledku prodloužení či zkrácení daného svalu) (Wetters et al., 2016).

## **2.7 Neuromuskulární charakteristiky**

Během fotbalového utkání nejvíce rozhodují dovednosti jako jsou výskoky do výšky, kopání, stranové pohyby, otočky a sprinty, které přímo souvisí se zdatností a kapacitou nervosvalového systému (Burfeind, Hong, & Stavrianeas, 2012; Requeten et al., 2009). Neuromuskulární zdatnost odkazuje na schopnost těla sladit činnost centrální nervové soustavy s aktivitou motorických jednotek (Burfeind et al., 2012; Emery, Whittaker, Nettel-Aguirre, Roy, & Van Mechelen, 2015).

### **2.7.1 Dominance svalových skupin**

Disproporční momenty náboru quadricepsu a hamstringů mohou znamenat nerovnováhu při absorpci působících sil během dovedností potřebných ve fotbale. Bylo prokázáno, že funkční poměr hamstring ku quadricepsu se zvyšuje u postpubertálních dětí a adolescentů – z důvodu koaktivace hamstringů při zmírnění anteriorní translace tibie a velkých smykových sil quadricepsu během vysokorychlostních pohybů (De Ste Croix, 2007). U mladých fotbalistů mohou být přítomny změny ve funkčním poměru H/Q kvůli asymetrickým zátěžovým vzorcům, které jsou opakovány v trénincích či během zápasu a posilují hlavně quadriceps. Tím se mění vyvážení sil a dynamická stabilizace kolenního kloubu (Iga, George, Lees, & Reilly, 2009). U dospělých se hovoří spíše o quadriceps dominantní strategii při dopadu, která snižuje vrchol aktivace m. tibialis anterior a hamstringů. Lze tvrdit, že snížená aktivace hamstringů vzhledem ke quadricepsu zvyšuje riziko zranění u mladých fotbalistů (Read, Oliver, Ste Croix, Myer, & Lloyd, 2016).

Mechanická a kontraktlní složka m. gastrocnemius nejspíš není významným rizikovým faktorem při poranění LCA u mužů hrajících fotbal (Alentorn-Geli et al., 2015).

### **2.7.2 Dominance dolní končetiny**

Dominance dolní končetiny je definována jako dysbalance v síle, koordinaci a řízení mezi dvěma dolními končetinami. Nesoulad větší než 15% byl vyhodnocen jako prediktor úrazu (Croisier & Crielaard, 2000). Tento rizikový faktor je spjatý s fotbalem, kde je preference dolní končetiny evidentní. Zebis, Andersen, Bencke, Kjær & Aagaard (2009) identifikovali, že během stranových pohybů – obehřávání u subjektů, u kterých došlo k poranění se ruptura LCA týkala vždy odrazové nohy. U bezkontaktních

poranění se ze 74,1% týkalo dominantní končetiny – ta, která kope do míče (Read et al., 2016); Robert, 2010).

### **2.7.3 Valgotizace kolenního kloubu**

Dynamická valgotická pozice byla definována jako valgotický (mediální) kolaps během úkolů, které zahrnují flexi v kolenním a kyčelním kloubu. Tato pozice je zřejmá především ve frontální rovině – kombinace vnitřní rotace kyčelního kloubu, valgózní postavení kolene, vnitřní rotace bérce a pronační postavení v subtalárním kloubu. Takové postavení vede k redukci kontroly nad kolenním kloubem ve frontální rovině. Vzhledem k většímu napínání LCM a LCA v této pozici, byly větší úhly valgotizace kolenního kloubu označeny jako rizikový faktor pro vznik poranění (Hewett et al., 2005; Read et al., 2016; Robert, 2010). Během předpubertálního období je výskyt poranění LCA méně častý, nicméně riziko natažení vazy se zvyšuje u dospívající mládeže (Read et al., 2016).

### **2.7.4 Neuromuskulární Feed-Forward strategie**

Během akcí jako je dopad po výskoku, stranové pohyby při zápase je omezen čas k rozhodování a posturální reakce je omezena. Tyto reaktivní úkoly neposkytují dostatečný čas potřebný k posturálnímu zabezpečení a vedou k nevyhovujícím pozicím dolních končetin a výrazně většímu zatížení kolenního kloubu (Weinhandl et al., 2013). Podle video analýz Krosshaug et al. (2007) je načasování bezkontaktního poranění LCA v rozmezí 17 – 50ms po kontaktu se zemí. Takto krátký čas neposkytuje období pro využití reflexní nervosvalové zpětné vazby. Spoléhá se spíše na dopřednou aktivaci svalstva, to slouží k udržení integrity kloubu. Brzký nábor příslušné muskulatury umožní lepší absorpci působících momentů sil a snižuje tím točivý moment působící na kloub a napínání ligament (Besier et al., 2001; Read et al., 2016). Literatura uvádí srovnání svalové preaktivace u prepubertálních (9 – 11 let) chlapců a postpubertálních mužů (19 – 29 let) během vertikálního výskoku. Postpubertální mládež disponuje větší aktivitou hamstringů a ko-kontrakčním poměrem před doskokem. Zatímco větší aktivita hamstringů po doskoku a během iniciálního kontaktu byla zjištěna u prepubertálních chlapců – naznačují větší poměr ko-kontrakce po přistání, než u starších. Toto naznačuje, že účinnější strategie dopředné vazby je vyvíjena u dospělých sportovců před doskokem ke kontrole reakčních sil a pro zabránění

anteriornímu posunu tibie. Poměry ko-kontrakce byly dvakrát vyšší v dospělosti ve srovnání s dětmi během vertikálního výskoku (Russell, Croce, Swartz, & Decoster, 2007). Jak děti dospívají, stávají se více závislé na supraspinálních vstupech dopředné vazby a krátce latentních napínacích reflexech, což naznačuje, že dopředná vazba je naučená dovednost a lze ji během zrání rozvíjet (Lloyd, Oliver, Hughes, & Williams, 2012; Read et al., 2016).

### **2.7.5 Dynamická rovnováha**

Efektivní udržení statické a dynamické stability vyžaduje integraci vizuálních, vestibulárních a propioceptivních vstupů, které poskytují informace pro odezvu na kontrolu těžiště v opěrné bázi (Read et al., 2016). Literatura naznačuje, že zrání nervové, vizuální, vestibulární a propioceptivní soustavy může vést ke zlepšení stoje na jedné dolní končetině. Mladší jedinci vykazují větší „houpání“ během úkolů, které provádějí během stoje na jedné dolní končetině (Mickle, Munro, & Steele, 2011).

## **2.8 Posouzení neuromuskulárních rizikových faktorů**

Neuromuskulární rizikové faktory jsou posuzovány pomocí mechanických a kontraktibilních vlastností svalstva. Hodnotíme svalovou tuhost, rychlost kontrakce, typ převládajících svalových vláken a svalovou únavu (Alentorn-Geli et al., 2015; Rey, Lago-Peñas, & Lago-Ballesteros, 2012).

K hodnocení neuromuskulární zdatnosti se využívá měření síly izokinetické kontrakce kolenních flexorů a extenzorů, vertikální výskok a sprint na krátkou vzdálenost (Burfeind et al., 2012).

Deficity nervosvalové kontroly vedou k nadměrnému zatížení pasivních vazivových struktur přesahující jejich pevnost v tahu, což vede k mechanickému selhání. Byly zjištěny specifické nervosvalové dysbalance u sportovců – žen i mužů, které zahrnují dominanci quadricepsu, dominanci dolní končetiny, dominanci vazů, nervosvalové aktivační vzorce a dynamickou stabilitu (Myer, Brent, Ford, & Hewett, 2011; Read et al., 2016).

### **2.8.1 Typ svalových vláken a druh svalové kontrakce**

Dle intenzity svalové kontrakce a typu svalové práce se aktivují jednotlivé typy svalových vláken. Pro nízké intenzity svalové práce jsou aktivována pomalá „červená“

svalová vlákna a se vzrůstající intenzitou kontrakce svalů se aktivují i rychlá oxidační glykolytická a rychlá glykolytická svalová vlákna (Placheta, 1999).

### **Dělení typů svalových vláken**

– Typ I (SO – „slow oxidative“) jsou pomalá oxidační vlákna s vysokým obsahem myoglobinu (tzv. „červená“), vyznačují se velkou oxidační kapacitou a malou unavitelností, jejich uplatnění je zejména při aktivitách nižší intenzity – vytrvalostní aktivity,

– Typ II A (FOG – „fast oxidative glycolytic“) jsou rychlá oxidační svalová vlákna, vyznačují se střední oxidační a vysokou glykolytickou kapacitou, středně rychlou unavitelností a rychlou kontrakcí, uplatní se zejména při aktivitě ve střední až submaximální intenzitě, při aerobním i anaerobním metabolismu,

– Typ II B (FG – „fast glycolytic“) jsou rychlá glykolytická svalová vlákna, vyznačují se nízkou oxidační a nejvyšší glykolitickou kapacitou, rychlou unavitelností a rychlou kontrakcí, uplatní se zejména při rychlostních a silových výkonech, při převaze anaerobního metabolismu (Placheta, 1999).

Sprint vede k významnému snížení obsahu svalového ATP a CP, stejně jako k výraznému snížení obsahu glykogenu a k následné zvýšené produkci a akumulaci laktátu ve svalu a v krvi. Tyto metabolické změny se zdají být specifické pro typ svalového vlákna. Svalová vlákna typu II ztrácejí mnohem více ATP a glykogenu než svalová vlákna typu I (Esbjornsson-Liljedahl, Sundberg, Norman, & Jansson, 1999).

### **Druh svalové kontrakce**

Kontrakce je základní funkce svalu. Svalové kontrakce lze dělit dle vnějších projevů:

– Izometrická kontrakce – při této kontrakci se mění se napětí svalu a délka zůstává stejná, vzdálenost obou úponů se nemění,

– Dynamická kontrakce, též uváděná jako izotonická – při dynamické kontrakci se mění délka svalu, napětí ve svalu zůstává téměř stejné během celé kontrakce.

Dynamickou kontrakci posuzujeme podle změny délky svalu:

– Koncentrická kontrakce – dochází ke zkrácení svalu a k akceleraci pohybu,

– Excentrická kontrakce – dochází k natažení svalu a k deceleraci pohybu (Hamill & Knutzen, 2009).

Při koncentrické svalové kontrakci se svaly mohou zkrátit až o 57% (průměr všech svalů) jejich klidové délky, v některých případech až o 70%. Síla, která je vyvíjena při koncentrické svalové kontrakci je vždy menší než maximální izometrická svalová síla. Při práci proti malému odporu se rychlost svalové kontrakce zvyšuje (Hamill & Knutzen, 2009).

Kosterní sval není schopen samostatného protažení. Při excentrické kontrakci je agonista protažen působením antagonistické skupiny svalů, tíhovou silou nebo jinou vnější silou. Vnější energie působící elastických komponent svalu je ukládána ve svalech formou deformační energie a může být využita pro následnou koncentrickou kontrakci svalu. Vztah síly a rychlosti je při excentrické kontrakci opačný jako u koncentrické. To znamená, že při mírné zátěži podobné izometrickému maximu jsou rychlost protahování a délky v sarkomerách malé. Napětí svalu se s rychlostí prodlužování svalu zvyšuje (Hamill & Knutzen, 2009).

### **2.8.2 Neuromuskulární únava**

Svalová únava se běžně vyskytuje během namáhavé dynamické fyzické aktivity a ovlivňuje pohybový výkon. Typické změny se projevují jako redukce maxima volní svalové síly a snížení pracovních schopností, změny se řízení pohybu a reakční čas (James, Scheuermann, & Smith, 2010; Miura et al., 2004). Neuromuskulární změny, které přináší únava mohou zvýšit riziko vzniku úrazu. Svalová únava mění absorpční kapacitu nárazů ve svaly, koordinační schopnosti pohybového systému, což vede k většímu zatížení pasivních struktur. Únava ovlivňuje nervosvalovou kontrolu – dochází k reorganizaci pohybového vzoru s cílem udržet stejné provedení úkolu. Následkem únavy se zhorší statická a dynamická rovnováha během posturálně náročnějších úkolů a změny se koordinační strategie během provádění poskoků (James et al., 2010).

Neuromuskulární únava je definována jako snížení schopnosti svalu generovat sílu ať už z důvodu centrálních (snížená motorická kapacita vycházející z mozku a míchy) nebo periferních (snížená schopnost svalové kontrakce v důsledku změn na axonech, nervosvalové ploténce či změn samotného svalového vlákna) (Monks, Compton, Yetman, Power, & Button, 2017).

Je důležité poznamenat, že únava je přechodný a s dostatečnou dobou odpočinku reversibilní proces (Shei & Mickleborough, 2013).

Původy únavy jsou nejasné, není tedy divu, že existuje mnoho hypotéz o mechanismech vzniku únavy a během posledních 30 let se kolem tématu únavy vedou velké debaty (Amann, 2011). Nejčastěji jsou uváděny dva modely mechanismu vzniku únavy – periferní a centrální. Periferní model byl zaveden téměř před sto lety a jedná se o přijatý, rozšířený model vzniku únavy. Centrální model únavy je též přijímán, protože je dobře zdokumentován jak u nemocných osob, tak i u zdravých jedinců a sportovců (Shei & Mickleborough, 2013). Současný názor je takový, že neexistuje globální mechanismus vzniku únavy (Enoka & Duchateau, 2008). V poslední době byl navržen nový model centrální únavy – k jeho rozvoji významně přispěli Noakes a kolegové. Tento model je označován jako „central governor model“ – model centrálního regulátoru (Noakes, 2011).

### **Periferní model vzniku únavy**

Jádrem tohoto modelu je adenosintrifosfát (ATP) – molekula nesoucí energii pro vykonání buněčné práce. Syntéza ATP během fyzické aktivity je tedy hlavním limitujícím faktorem pro tento model. Je několik způsobů, jak generovat v těle ATP. Mezi tři hlavní systémy patří ATP–CP, glykolytický systém a systém oxidační fosforylace. První dva systémy nevyžadují kyslík – jsou anaerobní a třetí systém vyžaduje kyslík – aerobní systém (Amann & Calbet, 2008).

Faktory nesouvisející s syntézou ATP jsou únava ryanodinového receptoru, což vede k snížení uvolňování vápenatého kationtu ( $\text{Ca}^{2+}$ ) (MacIntosh, Holash, & Renaud, 2012).

Tento model pochází převážně z dvacátých let minulého století z práce A. V. Hilla a jeho kolegů, kteří se domnívali, že únava pochází z nedostatku kyslíku a akumulace kyseliny mléčné. V současnosti je akumulace kyseliny mléčné považována za nerovnováhu mezi produkcí a odstraňováním laktátu. Laktát je organická kyselina a při fyziologickém pH může její kyselý proton volně disociovat a následně zvyšovat hladinu  $\text{H}^+$  v těle. Změny hladiny  $\text{H}^+$  mají významné důsledky na fyziologickou práci, ionty  $\text{H}^+$  inhibují fosfofruktokinázu (důležitý enzym v glykolýze), způsobují vytěšňování  $\text{Ca}^{2+}$  z troponinu a stimulují receptory bolesti. Zvýšená hodnota  $\text{H}^+$  inhibuje glykolýzu a glykogenolýzu, klesá tedy kapacita resyntézy ATP ve svalu. Dále může vzestup  $\text{H}^+$  inhibovat vazbu  $\text{O}_2$  na hemoglobin v plicích. Hromadění vodíkových kationtů je v těle potlačováno působením pufrů, primárním je hydrogenuhličitanový iont  $\text{HCO}^{3-}$  (Shei & Mickleborough, 2013).



Dochází k rovnovážné reakci:  $H^+ + HCO_3^- \leftrightarrow H_2CO_3 \leftrightarrow H_2O + CO_2$ , katalyzované enzymem anhydrázou kyseliny uhličité (Shei & Mickleborough, 2013).

K periferní únavě dochází brzy a trvá po opakování sprintů. Může hrát větší roli u snížení výkonnosti při opakovaných sprintech než únava centrální, ke které dochází po delší době a brání tomu, aby periferní únava dosáhla kritické úrovně. Delší doba zotavení mezi sprinty (větší než 2 minuty) snižuje neuromuskulární únavu. Tato doba umožňuje svaly využití pufrovacích mechanismů a zajišťuje svaly významné zotavení a obnovu funkce (Monks et al., 2017).

### **Centrální model vzniku únavy**

Na rozdíl od periferní únavy je centrální únava odvozena od centrálních faktorů jako je motivace, přenos po centrálním nervovém systému a nábor motorických jednotek. Centrální – označuje nervový systém proximálně od nervosvalové ploténky. Centrální únavový model naznačuje, že pokles svalového tonu nebo produkce síly je výsledkem snížení motorického úsilí a řízení motoriky. Při dobrovolné aktivaci dojde k poklesu produkce svalové síly z 99% asi na 90% po 3 minutách maximálního úsilí (Taylor, Todd, & Gandevia, 2006). Mechanismus vzniku únavy zahrnuje odpovědi na aferentní informace z periferních orgánů, inhibiční reflexy, signály z prefrontální a cingulární kůry. Supraspinální faktory ovlivňují excitabilitu mozkové kůry, to může způsobit změnu aktivace svalů motorickou kůrou. Důkazy naznačují, že nedostatečné nervové řízení před motorickou kůrou může přispívat k suboptimální aktivaci při centrální únavě (Rupp & Perrey, 2008). Jedna z hypotéz uvádí, že snížení motorického výkonu z mozkové kůry je výsledkem supraspinálního vlivu působením III. a IV. skupiny aferentních vláken ze svalů (Taylor & Gandevia, 2008). Tyto změny senzitivních vláken působí metabolické změny v prostředí svalových vláken, které se promítají centrálně a způsobují změny úsilí centrální motoriky. K poklesu centrálního motorického úsilí může dojít důsledkem poklesu koncentrace neurotransmiteru dopaminu při únavě a akumulaci serotoninu v mozku (Rossman, Venturelli, McDaniel, Amann, & Richardson, 2012).

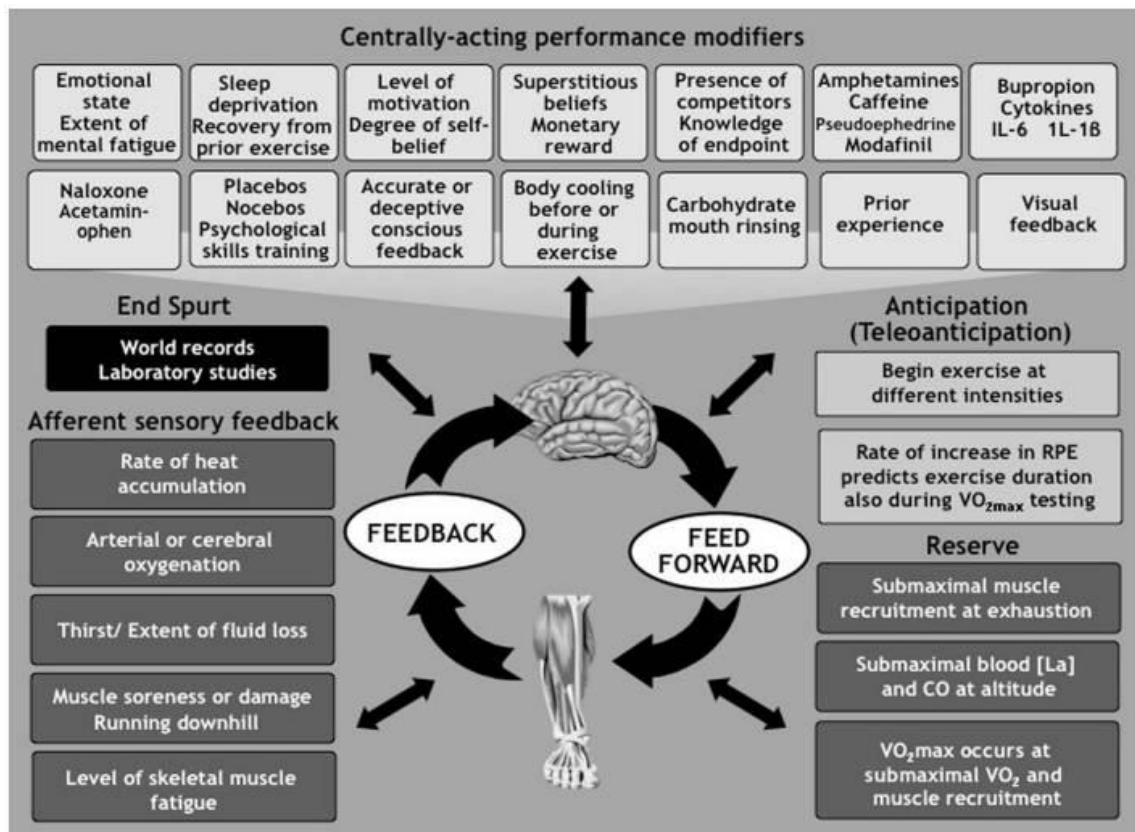
I když je stále nejasné, co způsobuje úbytek úsilí v CNS během únavového cvičení, vysvětluje „central governor model“ (CGM) neurální odpověď na cvičení (Noakes, 2011). V tomto modelu působí centrální regulátor jako regulační mechanismus v mozku a vybírá optimální strategii, která zachová homeostázu vnitřního prostředí na začátku cvičení a neustále udržuje a upravuje tuto stimulaci během cvičení. Centrální

regulátor chrání organismus před terminální metabolickou krizí regulací nábory motorických jednotek a tím udržuje metabolické rezervní kapacity. V CGM se předpokládá, že integrace informací a řízení motorického úsilí se uskutečňuje v podvědomí a zdá se, že vědomý projev únavy je výsledkem podvědomých výpočtů centrálního regulátoru (Stone et al., 2012).

Model centrálního regulátoru předpokládá, že cvičení probíhá v submaximální intenzitě a že i maximální cvičení se uskutečňuje spíše relativně maximálně než absolutně. Existuje metabolická rezerva, která se udržuje během maximálního časového zkušební cyklu a tyto údaje tedy naznačují, že „maximální“ pohybová aktivita je centrálním regulátorem regulována na relativní maximum. Centrální regulátor může být manipulován, aby nesprávně vypočítal optimální stimulační strategii pro daný úkol (Stone et al., 2012)

I když tento model nejlépe vysvětluje výkonnost a stimulaci vytrvalosti, bylo také prokázáno, že manipulace centrálního generátoru může být účinná i při zlepšování výkonu u odporových cvičení (Shei & Mickleborough, 2013). Fenomén „end-spurt“ – koncový náraz označuje skutečnost, že v koncových fázích časových cyklů jsou subjekty schopny navzdory předchozímu zhoršení centrálního úsilí a přítomnosti metabolitů na periferii zvýšit svůj výkon (Amann & Dempsey, 2008).

I když je výskyt centrální i periferní únavy dobře zdokumentován, jejich vzájemné interakce jsou nejasné a nejsou dobře známy. Je pravděpodobné, že centrální i periferní modely přispívají k únavě, což potvrzují některé studie (Schillings, Hoefsloot, Stegeman, & Zwarts, 2003).



**Obrázek 2.** Model centrálního regulátoru (Noakes, 2012).

### Nervosvalová únava a zranění

Únavou svalů souvisejících s kolenním kloubem je ovlivněna dynamická stabilizace kolenního kloubu. Neuromuskulární reakční časy jsou pomalejší při únavě m. quadriceps femoris a hamstringové svalové skupiny během anteriorního posunu tibie (James et al., 2010).

Únava je neuromuskulární faktor související s bezkontaktním poraněním LCA (Hughes & Watkins, 2006; Chavez, Knudson, Harter, & McCurdy, 2013). Únava může změnit kinematiku doskoku způsobem velmi se podobajícím mechanismu poranění LCA, prostřednictvím ovlivnění flexe v kolenním kloubu a jeho pohybu ve frontální a transversální rovině (Hughes & Watkins, 2006; Chavez et al., 2013).

Pro vznik zranění je zásadní závěrečná fáze sportovního výkonu, kdy je již přítomna svalová únava (De Ste Croix et al., 2015; Small, McNaughton, Greig, & Lovell, 2010). Přechodná únava kvůli krátkodobým impulzům intenzivní aktivity, stejně jako dlouhodobá únava ke konci utkání a další faktory zvyšují riziko poranění hamstringů a LCA (Small et al., 2009).

Určitým faktorem je neuromuskulární specifická únava. Svalová aktivace a změny působících sil záleží na způsobu vyvolání únavy (Chavez et al., 2013).

Protokoly, které vyvolávají specifickou únavu vedoucí k vyvolání mechanismu způsobujícímu poranění LCA využívají například izometrického squatu, jízdy na kole, běhu, isokinetických odporovaných cvičení, střídání výskoků a doskoků a kombinací dynamických aktivit (Chavez et al., 2013; James et al., 2010; Madigan, & Pidcoe, 2003).

### **2.8.3 Svalová tuhost**

Svalová tuhost dolních končetin (LS) je parametr, který může poukázat na schopnost generovat sílu a odolávat deformačním vlivům při změně pohybu z excentrické kontrakce ihned do koncentrické kontrakce. U kolenního kloubu je LS též ukazatelem schopnosti svalů kolenního kloubu odolávat nežádoucím pohybům tibie a femuru vůči sobě. Čím vyšší je tato schopnost, tím méně jsou zatěžovány pasivní struktury, včetně LCA (Hughes & Watkins, 2006; Lloyd et al., 2009; Padua et al., 2006).

S lidskou lokomocí je spojen cyklus svalového protažení a následné kontrakce („stretch-shortening cycle“, dále jen SSC), popisující funkci svalu. Jde o preaktivaci muskulotendinózní jednotky, která je protažena (excentrická fáze) a následně ihned zkrácena (koncentrická fáze) (Taube, Leukel, & Gollhofer, 2012). Dochází ke zjednodušení a optimalizaci neurální činnosti při pohybu pomocí koordinovaného ukládání a uvolňování elastické energie a svalové aktivace pod kontrolou neurálních strategií. Nejvýznamějším měřítkem SSC je měření tuhosti dolní končetiny („leg stiffness“, dále jen LS) (Bobbert, & Richard Casius, 2011; Debenham, Travers, Gibson, Campbell, & Allison, 2016).

LS je regulována (snižována či zvyšována) v souladu s prováděným úkolem prostřednictvím dopředné a zpětné vazby neurální aktivity (Márquez, Morenilla, Taube, & Fernández-del-Olmo, 2014). Navíc je LS modulována na základě akutní a chronické předchozí zkušenosti. Dysfunkce SSC je sice zprostředkována multifaktoriálně, zdá se však, že únava je se jeví jako významná součást tohoto procesu. Pro optimální účinnost SSC všechny komponenty pracují unisoně. Excentrická fáze je primárním determinantem efektivní SSC činnosti, brždění pohybu tvoří až dvě třetiny svalové aktivity extenzorů (Cormie, McGuigan, & Newton, 2010; Oliver, De Ste Croix, Lloyd, & Williams, 2014).

LS popisuje multi–kloubovou odezvu při generování síly a odolávání deformaci během odrazových aktivit (Oliver et al., 2014; Padua, Carcia, Arnold, & Granata, 2005). Zvýšená LS svědčí o zvýšení míry rozvoje síly, pohybové kinematiky, uložení energie a její využití, poskytující výhodu během výkonu – zlepšení silového výkonu, rychlosti a ekonomičnosti pohybu (Brughelli & Cronin, 2008; Oliver et al., 2014). Dále je LS důležitý ochranný mechanismus zabraňující zranění – s nízkou úrovní tuhosti jsou spojována poranění měkkých tkání (Alentorn-Geli et al., 2009; Oliver et al., 2014). Rey, Lago-Peñas & Lago-Ballesteros (2012) studie ukazuje, že pokles odporu hamstringů únavou může být rizikem u poranění LCA u mužů hrajících fotbal (Delextrat et al., 2017).

LS je modulována dopřednou a zpětnou vazbou nervové aktivity bezprostředně před a po kontaktu se zemí. Nastavení svalové tuhosti – změny v předaktivaci a odpovědi se přizpůsobují rychlosti pohybu a době kontaktu nohy s podložkou (Kuitunen, Ogiso, & Komi, 2011; Oliver et al., 2014). Variace svalové tuhosti je až do 97% vysvětlována s ohledem na rozsah odpovědi dopředné vazby a stretch reflexu na dolních končetinách u dospělých hráčů fotbalu a mládeže (Oliver et al., 2014; Oliver, & Smith, 2010).

Vertikální LS je nejčastěji hodnocena pomocí úkolu bilaterálně prováděných poskoků. Maloney, Fletcher, & Richards (2015) provedli studii pro ověření spolehlivosti hodnocení jednostranné, tak oboustranné vertikální LS. Dospěli k závěru, že výsledky měření jednostranné LS jsou srovnatelné s výsledky měření oboustranné vertikální LS. Účastníci prováděli dva pokusy třiceti po sobě jdoucích výskoků s frekvencí 2,2Hz na dvojité silové plošině (Kistler 9281, Kistler Instruments, Winterthur, Švýcarsko), která dokáže nezávisle zpracovat údaje zvlášť pro každou končetinu. Mezi jednotlivými pokusy byla pauza 3 minuty. Vyhodnoceno bylo 5 po sobě jdoucích výskoků. Intratřídní korelační koeficient (ICC) byl 0,76 pro oboustrannou vertikální LS.

#### **2.8.4 Rychlost svalové kontrakce a reakční síla**

Indexem reakční síly (RSI) můžeme hodnotit výkon sportovce. Testování reakční síly je jednoduché na administrativu, jsou důkazy o jejich platnosti a spolehlivosti a jsou citlivé na změnu (McGuigan, Cormack, Gill, 2013; Taylor, Hopkins, Chapman, & Cronin, 2016). Konkrétně RSI vykazuje intratřídní korelační koeficient (ICC) 0,96

na 20cm a 0,95 na 40cm testu seskoku z vyvýšeného bodu „drop jump test“ (Markwick, Bird, Tufano, Seitz, & Haff, 2015). RSI vykazuje vysokou spolehlivost (Cronbach reliability coefficient) 0,989 ve studii 22 NCAA sportovců (Flanagan, Ebben, & Jensen, 2008). ICC 0,90 má RSI ve studii 19 mladých sportovců (průměrný věk  $13,5 \pm 5$  let) (Lloyd, Oliver, Hughes, & Williams, 2009).

K hodnocení reaktivní síly byl vyvinut v australském Institutu Sportu Index reakční síly. K výpočtu se používají hodnoty získané z testu seskoku z vyvýšeného bodu (existuje více variant testu) pomocí výšky výskoku (m, cm) na dobu kontaktu se zemí (s, ms). To poskytuje možnost hodnotit reaktivní sílu – výbušnost a schopnost vyskočit co nejvýš s co nejkratší dobou kontaktu se zemí (Flanagan & Comyns, 2008). RSI je citlivý na změny produkce síly sportovce na základě vztahu mezi výškou výskoku a doby kontaktu se zemí. Změna neuromuskulární strategie může negativně ovlivnit kteroukoliv proměnnou a tím také RSI. RSI je v zásadě považován za míru rychlého cyklu protažení a kontrakce svalu s menším úhlovým posunem svalů dolní končetiny a rychlými kontaktními časy – menšími než 0,25s. Doba kontaktu se zemí u sprinterů je menší než 0,08s a vývoj těchto komponent se děje velmi krátkou dobu. Rychlá svalová aktivita ukazuje na vnitřní svalové vlastnosti jako primární podíl maximální síly. Při prodloužení doby kontrakce se zvyšuje význam uplatňování maximální síly a je jednou z hlavních výhod při pomalejší excentrické kontrakci s větším rozsahem pohybu a poskytuje čas pro rozvoj síly (Flanagan, & Comyns, 2008; Martinez, 2016).

Během pohybů, kdy je třeba rychlé stabilizace kolenního kloubu dochází k četným svalovým akcím s různými ko-kontrakčními strategiemi. Reakční doba hamstringů je jedním z nejdůležitějších faktorů spojených s poraněním LCA (Hughes & Watkins, 2006). Delší reakční doba hamstringů může negativně ovlivnit schopnost svalu rychlé stabilizace proti velké vnější zátěži (Besier, Lloyd, Ackland, & Cochrane, 2001; McLean et al., 2010).

### **2.8.5 Izokinetická dynamometrie**

Izokinetická kontrakce je charakterizována pohybem s konstantní úhlovou rychlostí a přízpusobivým odporem. Izokinetická dynamometrie se stala důležitou součástí sportovních věd a fyzioterapie a to jak ve výzkumu, tak v tréninku i rehabilitaci, díky jedinečným kvalitám izokinetické kontrakce (Alt, Knicker, &

Strüder, 2014; Menzel et al., 2013). Při použití izokinetického přístroje k posouzení síly na dolní končetině je mezi výsledky nejčastěji uváděn maximální točivý moment (PT) (Anderson, Madigan, & Nussbaum, 2007). Dalším rysem svalového výkonu, který nejde pozorovat při jednotlivých hodnotách PT, průměrném výkonu nebo celkové práci je vztah točivého momentu s úhlovou rychlostí. Tento vztah představuje dynamické chování svalu a může být využit v tréninku (Khalaf, Parnianpour, & Karakostas, 2000).

Kolenní kloub je velmi dobře vyšetřen pomocí izokinetických studií. Výsledky, které shrnuli Caruso, Brown & Tufano (2012) a Nugent, Snodgrass & Callister (2015) naznačují dobrou až vynikající spolehlivost různých izokinetických zařízení (včetně přístroje IsoMed). Proces familiarizace je dobře známý vedlejší efekt izokinetického testování síly, který brání přesnému posouzení spolehlivosti, protože vyvolává zlepšení na základě zkušenosti nejen u kolenního kloubu. Obecně by mělo být provedeno přinejmenším jedno sezení s cílem minimalizovat zlepšení vlivem přizpůsobení se a zvýšit tím reprodukovatelnost výsledků. (Dirnberger, Huber, Hoop, Kösters, & Müller, 2013). Nebyly zjištěny rozdíly mezi reprodukovatelností koncentrických kontrakcí kolenních flexorů či extenzorů (Lund et al., 2005). Oproti tomu Keating & Matyas (1998) uvádí obecně vyšší reliabilitu koncentrické kontrakce flexorů než koncentrické kontrakce extenzorů kolenního kloubu. To se zdá být stejné i pro excentrickou kontrakci (Steiner, Harris, & Krebs, 1993). Nicméně kvůli kokontrakčním jevům některé studie prokazují opak (Gleeson, & Mercer, 1992). Nezdá se, že by režim kontrakce měl vliv na reliabilitu izokinetické flexe a extenze kolenního kloubu (Impellizzeri, Bizzini, Rampinini, Cereda, & Maffiuletti, 2008). Dvě studie předpokládaly, že důvod lepší reprodukovatelnosti koncentrické kontrakce má důvod v tom, že subjekty nebyly dostatečně familiarizovány s produkcí excentrické kontrakce a to vede k větší variabilitě (Alt et al., 2014). Vzhledem k úhlové rychlosti se reliabilita s rostoucí rychlostí snižuje, což představuje často citovaný problém u izokinetické dynamometrie (Blacker, Fallowfield, Bilzon, & Willems, 2010). Většina studií uvádí ICC větší než 0,90 u maximálního točivého momentu (PT) a kontrakční práce (CW) (Caruso et al., 2012; Impellizzeri et al., 2008; Santos, Pavão, Avila, Salvini, & Rocha, 2013).

### **Konvenční a funkční H/Q poměr**

Dysbalance mezi kolenními flexory a extenzory se tradičně hodnotí pomocí konvenčního koncentrického poměru hamstringů ku quadricpsu, který je počítán jako maximální koncentrická kontrakce flexorů kolenního kloubu dělená maximální

koncentrickou kontrakcí extenzorů kolenního kloubu při stejné úhlové rychlosti (Delextrat et al., 2017). Relevance použití poměrů koncentrických kontrakcí ve sportu je zpochybňována, jelikož protilehlé svaly nemohou vykonávat stejný typ kontrakce současně (Fyfe, Opar, Williams, & Shield, 2013). Z tohoto důvodu je více funkční využívat poměru maximální excentrické kontrakce kolenních flexorů ku maximální koncentrické kontrakci kolenních extenzorů. Tato kombinace je specifitější vzhledem k pohybům, které probíhají při fotbalovém zápasu, zejména při výkopech a sprintování, kde se hamstringy excentricky podílí na brzdění pohybu tibie vpřed při silové extenzi kolenního kloubu (Delextrat et al., 2017).

### **2.8.6 Neuromuskulární faktory a věk**

#### **Svalová tuhost dolních končetin**

Bylo potvrzeno, že využití stretch reflexu a elastické energie je méně účinné u dospívajících ve srovnání se staršími dětmi. S rostoucím věkem souvisí zvyšování reflexní odpovědi a svalové tuhosti, zlepšuje se preaktivace svalů, citlivost svalového vřetenka a dochází ke snížení kokontrakčních poměrů, což vede k předpokladu, že s věkem dochází ke zvýšení neurální regulaci LS (Lazaridis et al., 2010).

Nedávný výzkum hodnotil s věkem související změny v neurální regulaci LS při skocích a stanovil, že muži jsou lépe schopni využívat dopředné vazby aktivity svalu s větší relativní LS než mladí chlapci. Autoři ovšem zkoumali pouze rozdíl mezi muži a chlapci a nevyužili vyhodnocení růstového potenciálu a maturační faktory ovlivňující výkon SSC během dětství a dospívání (Oliver & Smith, 2010).

#### **Index reaktivní síly**

Reaktivní síla je schopnost vytvořit nejsilnější impulz v cyklu protažení a následného zkrácení svalu (SSC). V SSC dochází ke krátké amortizační fázi, kdy se nahromadí elastická energie ve svalu a následně je využita ke zkrácení svalu (Lehnert, Novosad, Neuls, Langer, & Botek, 2010). Reaktivní sílu hodnotíme pomocí indexu reaktivní síly (RSI), který vyjadřuje individuální schopnost přechodu z excentrické svalové kontrakce do koncentrické svalové kontrakce (Young, 1995). Pouze několik studií se zaměřuje na změnu RSI po specifickém únavovém protokolu nebo po odehraném utkání a málo z nich je zaměřeno na sledování mládeže (De Ste Croix, 2012a; De Ste Croix, 2012b).



RSI roste s věkem (Lloyd, Oliver, Hughes, & Williams, 2011b). Během maximálního výskoku chlapci ve věku 12 a 15 let vyvinuli větší sílu za stejnou dobu kontaktu se zemí než ti ve věku 9 let, což se projevilo výrazně vyšší hodnotou u starších chlapců. To může naznačovat, že se u starších dětí rozvíjí větší závislost na dopředné vazbě, která reguluje SSC během provádění výskoků nebo podobné činnosti. Nejmladší děti měly navíc i delší dobu kontaktu se zemí, kratší dobu letu a nižší hodnoty absolutní i relativní LS (Lloyd et al., 2011b).

### **Izokinetická dynamometrie**

Především u mladých hráčů mohou být výsledky izokinetické dynamometrie vlivem dospívání ovlivněny. S věkem dochází k růstovým změnám a jednou z nejvýraznějších je narůstání svalové síly (Kellis, Galanis, Kapetanos, & Natsis, 2012; Malina et al., 2005). Studie Mazuquin et al. (2016) porovnávala dvě věkové skupiny – profesionální fotbalisty (průměrně 22,9 let) a mladé fotbalisty kategorie U17 (průměrně 16,3 let). Tato studie zaznamenala, že skupina profesionálních fotbalistů byla schopna udržovat vyšší PT hodnoty během testování. Celkový svalový výkon byl u starších hráčů větší než u mladších hráčů kategorie U17. Uvádí, že m. quadriceps femoris vykazuje maximální rozvoj ve 21 letech, na rozdíl od hamstringů, které vykazují maximální zlepšení v 16 letech (Mazuquin et al., 2016).

## **3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

### **3.1 Cíl práce**

Zjistit, zda se u hráčů fotbalu v průběhu adolescence mění vliv specifické únavy na svalovou komponentu a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu

### **3.2 Dílčí cíle**

1) Posoudit u sledovaných adolescentních fotbalistů vliv specifické únavy na svalovou komponentu a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu kategorie v prvním roce sledování (kategorie U16).

2) Posoudit u sledovaných adolescentních fotbalistů vliv specifické únavy na svalovou komponentu a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu v druhém roce sledování (kategorie U17).

### **3.3 Výzkumné otázky:**

**VO 1:** Dojde u adolescentních hráčů fotbalu kategorie v prvním roce sledování k zhoršení ukazatelů svalové komponenty a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu po absolvování specifického únavového protokolu?

**VO 2:** Dojde u adolescentních hráčů fotbalu kategorie v druhém roce sledování k zhoršení ukazatelů svalové komponenty a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu po absolvování specifického únavového protokolu?

**VO 3:** Budou se u adolescentních hráčů fotbalu lišit změny ukazatelů svalové komponenty a nervosvalové komponenty dynamické stability KOK po absolvování specifického únavového protokolu v prvním a druhém roce sledování?

## 4 METODIKA

### 4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Diplomová práce vznikla za podpory projektu Univerzity Palackého č. IGA\_FTK\_2015\_005 s názvem „Únava a riziko zranění předního zkříženého vazů (ACL) u hráčů a hráček dorostenecké kategorie“.

Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci dne 3. 5. 2016 (Příloha 1) v souladu s Helsinskou deklarací týkající se výzkumu živých subjektů.

Výzkumný soubor tvoří skupina 11 elitních dospívajících fotbalistů (Tabulka 1 a 2) SK Sigma Olomouc, a.s. kategorie U16 (v 1. roce měření) a U17 (v 2. roce měření). Tito fotbalisté hrají nejvyšší celostátní soutěž v dané věkové kategorii, trénují v průměru 5krát týdně a během sezóny odehrají 1 zápas týdně. Všichni testovaní hráči byli bez muskuloskeletálních poranění na dolních končetinách, byli plně informováni o cíli studie a o zkušebních postupech, které byly ve studii použity. Od rodičů fotbalistů byl získán písemný informovaný souhlas s postupy testování a využívání údajů pro další výzkum. Hráči vyplnili zdravotní dotazník před zařazením do výzkumu. Den před testováním nebyli hráči vystaveni žádnému cvičení s vysokou intenzitou. Biologická zralost byla určena výpočtem věku z vrcholu rychlosti růstu (peak height velocity – PHV) dle rovnice (Mirwald, Baxter-Jones, Bailey, & Beunen, 2002).

Za dominantní končetinu (DL) byla určena noha používaná pro kopání, kontralaterální noha byla považována za nedominantní (NL).

**Tabulka 1.** Antropometrické charakteristiky fotbalistů kategorie U16 (n=11)

Proměnné U16	M	Mdn	Min	Max	SD
Věk	16,00	16,14	15,04	16,41	0,40
PHV	2,24	2,29	0,94	3,50	0,71
Výška	178,75	177,00	172,00	190,00	6,40
Hmotnost	67,48	66,20	54,80	82,80	7,82

*Vysvětlivky:* *n* – rozsah souboru; *M* – aritmetický průměr; *Mdn* – medián; *Min* – minimum; *Max* – maximum; *SD* – směrodatná odchylka

**Tabulka 2.** Antropometrické charakteristiky fotbalistů kategorie U17 (n=11)

Proměnné U17	M	Mdn	Min	Max	SD
Věk	17,04	17,19	16,06	17,43	0,41
PHV	3,31	3,35	2,36	4,28	0,57
Výška	180,86	179,00	173,00	191,00	5,67
Hmotnost	71,42	70,30	63,00	85,00	6,62

*Vysvětlivky:* *n* – rozsah souboru; *M* – aritmetický průměr; *Mdn* – medián; *Min* – minimum; *Max* – maximum; *SD* – směrodatná odchylka

## 4.2 Postup měření

Hráči byli opakovaně měřeni po skončení soutěžní sezóny v prostorách FTK UP v Olomouci dle předem dohodnutého harmonogramu. Sportovci absolvovali týden před měřením antropometrická měření, byly seznámeni s únavovým protokolem a isokinetickou dynamometrií. Pod vedením výzkumného pracovníka v den měření hráči absolvovali řízené rozcvičení a rozehrátí obsahující:

- rozehrátí na bicyklovém ergometru v délce 5 minut, při zátěži 1,5 w/kg,
- atletická abeceda, dynamický strečink hlavních svalových skupin (hamstringy, quadriceps a lýtkové svaly) v době trvání 6 minut,
- 15 podřepů.

Probandům bylo umožněno další individuální rozcvičení dle jejich zvyku a potřeb.

Poté následovalo měření reaktivní síly, svalové tuhosti a isokinetické svalové síly s měření EMG. Výsledky EMG měření nejsou obsahem této diplomové práce. Ihned po tomto měření hráči absolvovali specifický fotbalový únavový protokol (soccer-specific aerobic field test – dále jen SAFT<sup>90</sup>) (Lovell et al. in Small et al., 2010). Bezprostředně po jeho skončení byla opakována všechna měření ve stejném pořadí. Testování prováděli ve výzkumné laboratoři univerzity zkušení výzkumníci a výzkumní asistenti.

### 4.2.1 Měření reaktivní síly a svalové tuhosti

Systém Optojump<sup>TM</sup> next (Microgate, Bolzano, Italy) byl využit k určení reaktivní síly a svalové tuhosti.

## Index reaktivní síly

Index reaktivní síly (RSI) byl vypočítán na základě testu seskoku z vyvýšeného bodu (drop jump, s rukama v bok) (Dalleau, Belli, Viale, Lacour, & Bourdin, 2004). Hráči seskočili z výšky 30cm a měli provést co nejvyšší výskok za co nejkratší čas. Pro seznámení hráče s testem byly provedeny dva zušební pokusy a následně tři měřené pokusy, mezi kterými byla vždy 30s pauza. Pro pozdější analýzu byly použity hodnoty z pokusu, při kterém hráči dosáhli nejvyšší výšky skoku. RSI byl vypočten jako poměr mezi výškou skoku a dobou kontaktu se zemí. Pro názornost uvádím následující rovnici (Flanagan & Comyns, 2008).

$$RSI = \frac{\text{výška výskoku (mm)}}{\text{doba kontaktu se zemí (ms)}}$$

## Svalová tuhost dolních končetin

Svalová tuhost (LS) byla stanovena pomocí testu 20 sub-maximálních vertikálních skoků (obounož, s rukama v bok) (Lloyd et al., 2009). Frekvence poskoků byla udržována na 2,5Hz pomocí mechanického metronomu (Wittner GmbH & Co. KG, Isny, Germany) (Lloyd et al., 2012). Po jednom zkušebním pokusu následovaly dva měřené pokusy, mezi kterými byla minutová pauza. Ze dvou měřených pokusů byl vybrán ten lepší a z něj deset nejlepších po sobě jdoucích výskoků (nejlépe odpovídajících dané frekvenci) pro další analýzu. Pro názornost uvádím následující rovnici (Lloyd et al., 2009).

$$LS = \frac{[M \cdot \pi(T_f + T_c)]}{T_c^2 [(T_f + \frac{T_c}{\pi}) - \frac{T_c}{4}]}$$

*Vysvětlivky:*  $M$  – hmotnost;  $T_f$  – doba letu (ms);  $T_c$  – doba kontaktu se zemí (ms)

### 4.2.2 Izokinetické testování

Systém IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany) byl využit k měření unilaterální síly flexorů a extezorů kolenního kloubu v koncentrickém či excentrickém režimu svalové kontrakce při různých úhlových rychlostech.

Na začátku měření jsou údaje každého probanda zavedeny do systému přístroje. Pro měření je proband polohován do sedu s rukama na madlech podél sedadla. Opěradlo

je lehce skolopeno ( $15^\circ$ ) tak, aby flexe v kyčelním kloubu byla přibližně  $100^\circ$ . Probandi jsou pasivně fixováni k sedadlu v oblasti ramen – ramenní stabilizátory, pánve a stehna měřené dolní končetiny – fixační popruhy. Je nastavena osa otáčení dynamometru podle osy otáčení v kolenním kloubu (na palpačně ozřejmený laterální kondyl femuru), rameno páky přístroje je připevněno v distální části měřené dolní končetiny (2cm nad palpačně ozřejmeným mediálním malleolem). V průběhu měření je sedadlo individuálně nastaveno a pomocí paměťové funkce přístroje je uvedeno do stejné pozice při kontrolním měření. Byla využita statická gravitační korekce dle instrukcí výrobce.

Rozsah pohybu byl omezen na  $80^\circ$  ( $0^\circ$  – plná extenze,  $10^\circ$  –  $90^\circ$  testovaný rozsah pohybu). Pro účely měření byly využity úhlové rychlosti  $60^\circ/\text{s}$  a  $180^\circ/\text{s}$ . Měření probíhalo v koncentrickém a excentrickém režimu pro testování kvadricepsu a hamstringů. Pomalejší rychlost se z pravidla měří před rychlejší a koncentrická kontrakce před excentrickou. Testování se skládá ze dvou sérií kontrakcí (specifická zahřívací a testovací) mezi sériemi je vždy 1 minuta pauza. V zahřívací sérii je vždy 4-5 pokusů s postupným nárůstem svalové síly, po 30 sekundách odpočinku proband provede 3 maximální měřené pokusy. Pravá dolní končetina je měřena jako první a doba odpočinku mezi měřením pravé a levé nohy je 3 minuty.

Během měření měl proband možnost sledovat na monitoru průběh měření. Proband byl verbálními pokyny instruován a povzbuzován k co největší a nejrychlejší kontrakci v koncentrickém režimu a úsilí, co nejvíce brzdit pohyb v excentrickém režimu.

Pro posouzení změn isokinetické kontrakce byl vyhodnocen maximální absolutní točivý moment (absolutní PT; N.m) a maximální točivý moment normalizovaný pro tělesnou hmotnost (relativní PT; N.m/kg). Funkční H/Q poměr (H/Qfunc) je vypočten z absolutního PT hamstring excentricky ku kvadriceps koncentricky. Konvenční H/Q poměr (H/Qconv) je vypočten z absolutního PT hamstring koncentricky ku kvadriceps koncentricky.

Reliabilita poměrů H/Q je udávána jako střední až vysoká (H/Qconv: ICC=0,73; H/Qfunc: ICC=0,62) (de Araujo Ribeiro Alvares et al., 2015).

### 4.2.3 Únavový protokol SAFT<sup>90</sup>

SAFT<sup>90</sup> byl vytvořen v souladu s údaji z utkání English Premier League (Prozone ®) a byl validován tak, aby simuloval únavovou reakci jako při fotbalovém utkání Lovell et al. (in Small et al., 2010). Doba trvání zátěžového protokolu je nastavena na 2 x 40 minut s 15 minutovou pauzou v polovině, odpovídající reálné době trvání fotbalového utkání v souladu s pravidly Fotbalové asociace České Republiky pro příslušnou kategorii (Pravidlová komise FAČR, 2011). Intenzita pohybu a typ aktivity byl udržován pomocí verbálních signálů z MP3 přehrávače. Jednalo se o 15 minutovou sekvenci příkazů konstantně měnit směr na konci dráhy.

### 4.3 Statistické zpracování dat

Pro všechny proměnné byly vypočteny popisné statistické hodnoty (průměr, medián, minimum, maximum a směrodatná odchylka). Distribuce dat byla zkontrolována pomocí testu Kolmogorov-Smirnov. Wilcoxonův párový test byl použit k vyhodnocení, zda specifický fotbalový únavový protokol vedl k významným změnám u pozorovaných proměnných a zda se změny liší mezi jednotlivými kategoriemi hráčů.

Účinky (effect size) byly určeny pomocí koeficientu  $r$  a vyhodnoceny jako malé ( $r = 0,1$ ), střední ( $r = 0,3$ ) a velké ( $r = 0,5$ ); (Rosenthal, 1994). Hladina významnosti byla stanovena  $P < 0,05$ . Statistická analýza byla provedena za použití softwaru pro analýzu dat systému Statistica, verze 13.1 (StatSoft, Inc., Tulsa, USA).

## 5 VÝSLEDKY

V Tabulkách 3, 4, 6 a 7 jsou uvedeny základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů pro skupinu U16 a U17. Pomocí Kolmogorov-Smirnovova testu bylo zjištěno, že data nejsou normálně distribuována a proto byl využit neparametrický Wilcoxonův test pro další statistické vyhodnocení. Výsledky porovnání sledovaných parametrů před a po absolvování SAFT<sup>90</sup> v prvním a druhém roce sledování jsou uvedeny v Tabulkách 5 a 8. Výsledky porovnání rozdílů hodnot pre-testu a post-testu mezi skupinami U16 a U17 jsou uvedeny v Tabulce 9.

**Tabulka 3.** Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů u skupiny U16 před zátěžovým protokolem

<b>před zátěžovým protokolem</b>	<b>M</b>	<b>SD</b>	<b>Mdn</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
LS_ABS_1	27,67	5,14	27,19	19,97	36,37
LS_REL_1	35,54	6,38	36,03	27,12	51,55
RSI_1	0,40	0,08	0,40	0,31	0,64
DDK_H/Qc_60_1	0,72	0,11	0,73	0,49	0,87
DDK_H/Qc_180_1	0,97	0,17	0,96	0,69	1,23
NDK_H/Qc_60_1	0,68	0,08	0,70	0,53	0,84
NDK_H/Qc_180_1	0,93	0,14	0,93	0,72	1,26
DDK_H/Qf_60_1	0,77	0,09	0,77	0,65	0,92
DDK_H/Qf_180_1	1,05	0,10	1,05	0,90	1,18
NDK_H/Qf_60_1	0,73	0,07	0,73	0,60	0,84
NDK_H/Qf_180_1	1,07	0,12	1,05	0,93	1,34

*Vysvětlivky:* *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *Mdn* – medián, *Min* – minimum, *Max* – maximum, *LS* – tuhost dolní končetiny, *ABS* – absolutní, *REL* – relativní, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *c* – konvenční, *f* – funkční, *60* – úhlová rychlost 60°/s, *180* – úhlová rychlost 180°/s, *1* – před zátěžovým protokolem (pre-test), *2* – po zátěžovém protokolu (post-test).



**Tabulka 4.** Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů u skupiny U16 po zátěžovém protokolu

po zátěžovém protokolu	M	SD	Mdn	Min	Max
LS_ABS_2	25,28	23,64	20,06	32,74	4,67
LS_REL_2	32,44	31,75	23,58	43,42	5,20
RSI_2	0,44	0,44	0,33	0,60	0,07
DDK_H/Qc_60_2	0,75	0,73	0,59	0,98	0,12
DDK_H/Qc_180_2	0,94	0,93	0,70	1,27	0,17
NDK_H/Qc_60_2	0,64	0,65	0,52	0,73	0,08
NDK_H/Qc_180_2	0,90	0,85	0,71	1,23	0,17
DDK_H/Qf_60_2	0,75	0,72	0,56	0,96	0,13
DDK_H/Qf_180_2	1,03	1,04	0,84	1,22	0,15
NDK_H/Qf_60_2	0,73	0,73	0,60	0,84	0,07
NDK_H/Qf_180_2	1,07	1,05	0,93	1,34	0,12

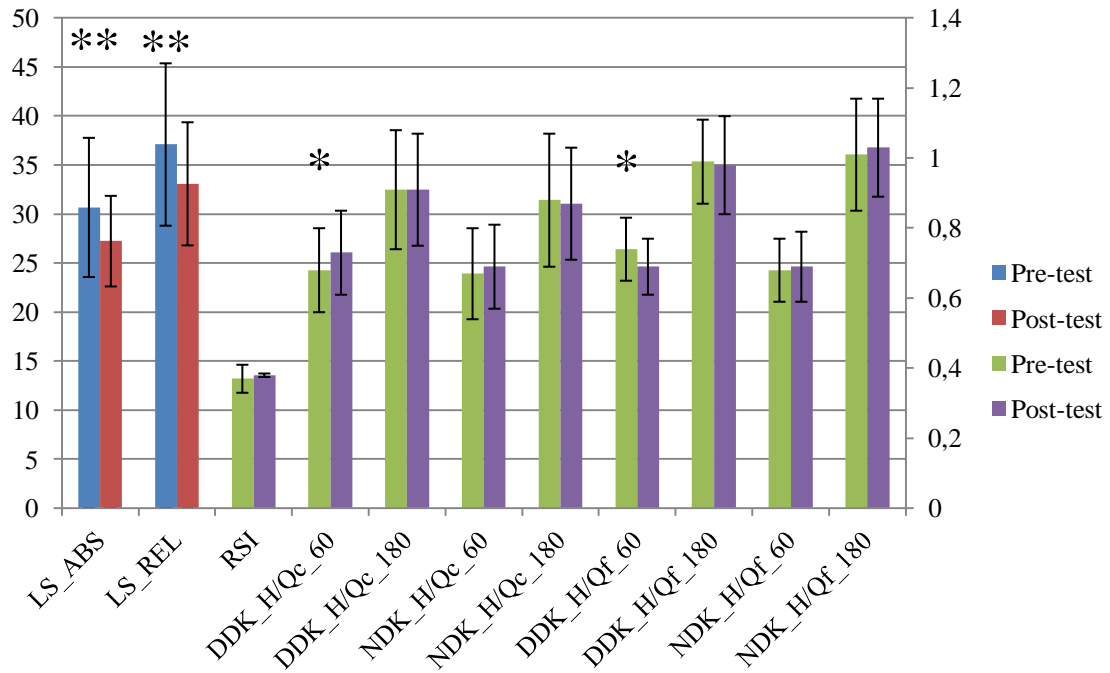
*Vysvětlivky:* *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *Mdn* – medián, *Min* – minimum, *Max* – maximum, *LS* – tuhost dolní končetiny, *ABS* – absolutní, *REL* – relativní, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *c* – konvenční, *f* – funkční, *60* – úhlová rychlost 60°/s, *180* – úhlová rychlost 180°/s, *1* – před zátěžovým protokolem (pre-test), *2* – po zátěžovém protokolu (post-test).

**Tabulka 5.** Výsledky Wilcoxonova neparametrického testu srovnávající výsledky pre-testu a post-testu v kategorii U16

Parametr	Pre-test <i>M</i> ± <i>SD</i>	Post-test <i>M</i> ± <i>SD</i>	%	<i>P</i>	<i>r</i>
LS_ABS	27,67 ± 5,14	25,28 ± 4,67	91,4	**0,003	0,608
LS_REL	35,54 ± 6,38	32,44 ± 5,20	91,3	**0,003	0,608
RSI	0,40 ± 0,08	0,44 ± 0,07	110,0	**0,012	0,512
DDK_H/Qc_60	0,72 ± 0,11	0,75 ± 0,12	104,3	0,209	0,256
DDK_H/Qc_180	0,97 ± 0,17	0,94 ± 0,17	97,2	0,308	0,208
NDK_H/Qc_60	0,68 ± 0,08	0,64 ± 0,08	94,5	0,091	0,345
NDK_H/Qc_180	0,93 ± 0,14	0,90 ± 0,90	97,1	0,328	0,200
DDK_H/Qf_60	0,77 ± 0,09	0,75 ± 0,13	96,9	0,308	0,208
DDK_H/Qf_180	1,05 ± 0,10	1,03 ± 0,15	98,7	0,937	0,016
NDK_H/Qf_60	0,73 ± 0,07	0,73 ± 0,07	100	0,722	0,073
NDK_H/Qf_180	1,07 ± 0,12	1,07 ± 0,12	100	0,285	0,218

### Pokračování Tabulky 5.

*Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, % – procento změny, r – effect size, LS – tuhost dolní končetiny, ABS – absolutní, REL – relativní, RSI – index reaktivní síly, DDK – dominantní dolní končetina, NDK – nedominantní dolní končetina, H/Q – poměr hamstring : kvadriceps, c – konvenční, f – funkční, 60 – úhlová rychlost 60°/s, 180 – úhlová rychlost 180°/s, \*P < 0,05, \*\*P < 0,01.*



**Obrázek 3.** Porovnání průměrných hodnot ( $\pm$  směrodatná odchylka) sledovaných parametrů před a po SAFT<sup>90</sup> u kategorie U16

*Vysvětlivky: LS – tuhost dolní končetiny, ABS – absolutní, REL – relativní, RSI – index reaktivní síly, DDK – dominantní dolní končetina, NDK – nedominantní dolní končetina, H/Q – poměr hamstring : kvadriceps, c – konvenční, f – funkční, 60 – úhlová rychlost 60°/s, 180 – úhlová rychlost 180°/s, \*P < 0,05, \*\*P < 0,01.*

**Tabulka 6.** Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů u skupiny U17 před zátěžovým protokolem

<b>před zátěžovým protokolem</b>	<b>M</b>	<b>SD</b>	<b>Mdn</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
LS_ABS_1	30,69	7,10	31,20	21,36	43,19
LS_REL_1	37,11	8,28	34,39	24,80	52,29
RSI_1	0,37	0,04	0,38	0,33	0,44
DDK_H/Qc_60_1	0,68	0,12	0,69	0,49	0,90
DDK_H/Qc_180_1	0,91	0,17	0,91	0,68	1,17
NDK_H/Qc_60_1	0,67	0,13	0,65	0,49	0,93
NDK_H/Qc_180_1	0,88	0,19	0,81	0,59	1,26
DDK_H/Qf_60_1	0,74	0,09	0,72	0,64	0,87
DDK_H/Qf_180_1	0,99	0,12	0,94	0,85	1,15
NDK_H/Qf_60_1	0,68	0,09	0,65	0,57	0,90
NDK_H/Qf_180_1	1,01	0,16	0,98	0,84	1,35

*Vysvětlivky:* *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *Mdn* – medián, *Min* – minimum, *Max* – maximum, *LS* – tuhost dolní končetiny, *ABS* – absolutní, *REL* – relativní, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *c* – konvenční, *f* – funkční, *60* – úhlová rychlost 60°/s, *180* – úhlová rychlost 180°/s, *1* – před zátěžovým protokolem (pre-test), *2* – po zátěžovém protokolu (post-test).

**Tabulka 7.** Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů u skupiny U17 po zátěžovém protokolu

<b>po zátěžovém protokolu</b>	<b>M</b>	<b>SD</b>	<b>Mdn</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>
LS_ABS_2	27,25	4,62	26,28	21,09	35,49
LS_REL_2	33,10	6,28	32,57	24,48	46,44
RSI_2	0,38	0,05	0,39	0,32	0,46
DDK_H/Qc_60_2	0,73	0,12	0,69	0,56	0,91
DDK_H/Qc_180_2	0,91	0,16	0,92	0,74	1,29
NDK_H/Qc_60_2	0,69	0,12	0,69	0,45	0,89
NDK_H/Qc_180_2	0,87	0,16	0,85	0,59	1,15
DDK_H/Qf_60_2	0,69	0,08	0,68	0,59	0,87
DDK_H/Qf_180_2	0,98	0,14	0,99	0,74	1,24
NDK_H/Qf_60_2	0,69	0,10	0,66	0,50	0,83
NDK_H/Qf_180_2	1,03	0,14	0,99	0,84	1,25

*Vysvětlivky:* *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, *Mdn* – medián, *Min* – minimum, *Max* – maximum, *LS* – tuhost dolní končetiny, *ABS* – absolutní,

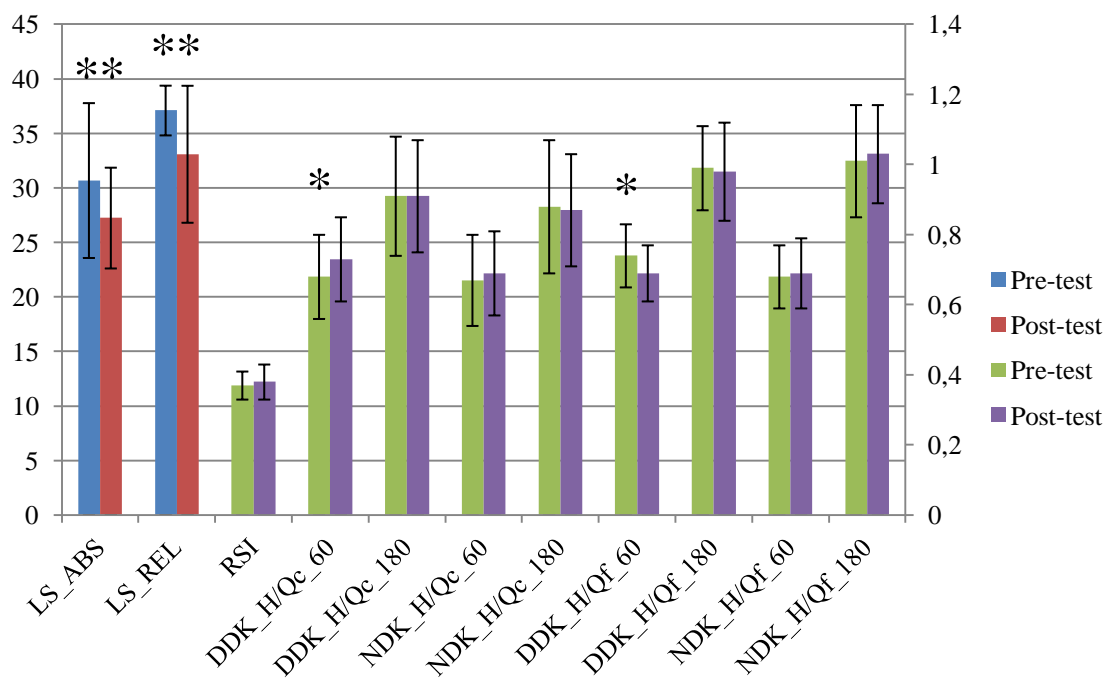
### Pokračování Tabulky 7.

*REL* –relativní, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *c* – konvenční, *f* – funkční, *60* – úhlová rychlost 60°/s, *180* – úhlová rychlost 180°/s, *1* – před zátěžovým protokolem (pre-test), *2* – po zátěžovém protokolu (post-test)

**Tabulka 8** Výsledky Wilcoxonova neparametrického testu srovnávající výsledky pre-testu a post-testu v kategorii U17

Parametr	Pre-test $M \pm SD$	Post-test $M \pm SD$	%	<i>P</i>	<i>r</i>
LS_ABS	30,69 ± 7,10	27,25 ± 4,62	88,8	**0,010	0,550
LS_REL	37,11 ± 8,28	33,10 ± 6,28	89,2	**0,010	0,550
RSI	0,37 ± 0,04	0,38 ± 0,05	102,7	0,248	0,246
DDK_H/Qc_60	0,68 ± 0,12	0,73 ± 0,12	107,4	*0,041	0,436
DDK_H/Qc_180	0,91 ± 0,17	0,91 ± 0,16	100,0	0,722	0,076
NDK_H/Qc_60	0,67 ± 0,13	0,69 ± 0,12	103,0	0,657	0,095
NDK_H/Qc_180	0,88 ± 0,19	0,87 ± 0,16	98,9	0,859	0,038
DDK_H/Qf_60	0,74 ± 0,09	0,69 ± 0,08	93,2	*0,026	0,474
DDK_H/Qf_180	0,99 ± 0,12	0,98 ± 0,14	99,0	0,859	0,038
NDK_H/Qf_60	0,68 ± 0,09	0,69 ± 0,10	101,5	0,790	0,057
NDK_H/Qf_180	1,01 ± 0,16	1,03 ± 0,14	102,0	0,374	0,190

*Vysvětlivky:* *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, % – procento změny, *r* – effect size, *LS* – tuhost dolní končetiny, *ABS* – absolutní, *REL* – relativní, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *c* – konvenční, *f* – funkční, *60* – úhlová rychlost 60°/s, *180* – úhlová rychlost 180°/s, \**P* < 0,05, \*\**P* < 0,01.



**Obrázek 4.** Porovnání průměrných hodnot ( $\pm$  směrodatná odchylka) sledovaných parametrů před a po SAFT<sup>90</sup> u kategorie U17

*Vysvětlivky:* *LS* – tuhost dolní končetiny, *ABS* – absolutní, *REL* – relativní, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *c* – konvenční, *f* – funkční, *60* – úhlová rychlost 60°/s, *180* – úhlová rychlost 180°/s, \**P* < 0,05, \*\**P* < 0,01.

**Tabulka 9.** Diference hodnot sledovaných parametrů pre-testu a post-testu mezi kategoriemi U16 a U17

		U16	U17	U16	U17	U16-17	
<b>Parametr</b>		$M \pm SD$	$M \pm SD$	$\Delta_{pre-post}$	$\Delta_{pre-post}$	$P$	$r$
LS_ABS	pre	27,67 ± 5,14	30,69 ± 7,10	5,41	3,44	0,657	0,095
	post	25,28 ± 4,67	27,25 ± 4,62				
LS_REL	pre	35,54 ± 6,38	37,11 ± 8,28	4,67	4,01	0,722	0,076
	post	32,44 ± 5,20	33,10 ± 6,28				
RSI	pre	0,40 ± 0,08	0,37 ± 0,04	-0,07	-0,01	0,131	0,322
	post	0,44 ± 0,07	0,38 ± 0,05				
DDK_H/Qc_60	pre	0,72 ± 0,11	0,68 ± 0,12	-0,07	-0,05	0,657	0,095
	post	0,75 ± 0,12	0,73 ± 0,12				
DDK_H/Qc_180	pre	0,97 ± 0,17	0,91 ± 0,17	-0,03	0,00	*0,033	0,455
	post	0,94 ± 0,17	0,91 ± 0,16				
NDK_H/Qc_60	pre	0,68 ± 0,08	0,67 ± 0,13	0,03	-0,02	0,091	0,360
	post	0,64 ± 0,08	0,69 ± 0,12				
NDK_H/Qc_180	pre	0,93 ± 0,14	0,88 ± 0,19	-0,02	0,01	*0,033	0,455
	post	0,90 ± 0,90	0,87 ± 0,16				
DDK_H/Qf_60	pre	0,77 ± 0,09	0,74 ± 0,09	-0,01	0,05	0,328	0,209
	post	0,75 ± 0,13	0,69 ± 0,08				
DDK_H/Qf_180	pre	1,05 ± 0,10	0,99 ± 0,12	-0,04	0,01	1,000	0,000
	post	1,03 ± 0,15	0,98 ± 0,14				
NDK_H/Qf_60	pre	0,73 ± 0,07	0,68 ± 0,09	-0,05	-0,01	0,790	0,057
	post	0,73 ± 0,07	0,69 ± 0,10				
NDK_H/Qf_180	pre	1,07 ± 0,12	1,01 ± 0,16	-0,06	-0,02	0,374	0,190
	post	1,07 ± 0,12	1,03 ± 0,14				

*Vysvětlivky:*  $M$  – aritmetický průměr,  $SD$  – směrodatná odchylka,  $\Delta$  – diference,  $LS$  – tuhost dolní končetiny,  $ABS$  – absolutní,  $REL$  – relativní,  $RSI$  – index reaktivní síly,  $DDK$  – dominantní dolní končetina,  $NDK$  – nedominantní dolní končetina,  $H/Q$  – poměr hamstring : kvadriceps,  $c$  – konvenční,  $f$  – funkční,  $60$  – úhlová rychlost 60°/s,  $180$  – úhlová rychlost 180°/s, *pre* – pre-test, *post* – post-test, \* $P < 0,05$ , \*\* $P < 0,01$ .

Bylo pozorováno snížení u 7 z 11 parametrů pro kategorii U16 a 5 z 11 parametrů pro kategorii U17. Ke statisticky významnému snížení došlo u 2 parametrů pro kategorii U16 – u parametru ALS ( $P = 0,003$ ;  $r = 0,608$ ) a RLS ( $P = 0,003$ ;  $r = 0,608$ ). Signifikantní statistické snížení v rámci kategorie U17 bylo pozorováno u 3 parametrů – ALS ( $P = 0,010$ ;  $r = 0,550$ ), RLS ( $P = 0,010$ ;  $r = 0,550$ ) a u parametru funkčního H/Qf DDK při úhlové rychlosti  $60^\circ/s$  ( $P = 0,026$ ;  $r = 0,474$ ). U parametrů, kde došlo k statisticky významným změnám, byla velikost „effect size“ velká (rozsah 0,455 – 0,608). Ke statisticky významnému zlepšení došlo u 2 parametrů. V kategorii U16 došlo k signifikantnímu zlepšení u parametru RSI ( $P = 0,012$ ;  $r = 0,512$ ) a v kategorii U17 došlo ke statisticky signifikantnímu zlepšení v parametru konvenční H/Q poměr u DDK při úhlové rychlosti  $60^\circ/s$  ( $P = 0,041$ ;  $r = 0,436$ ).

Mezi kategoriemi U16 a U17 hodnotíme významnost rozdílu diferencí testových skóre pre-testu a post-testu, kde došlo k statisticky nevýznamnému zlepšení 3 z 11 parametrů. Zbylé parametry vykazovaly zhoršení, kde statisticky významný rozdíl byl zjištěn v parametrech H/Qc DDK při úhlové rychlosti  $180^\circ/s$  ( $P = 0,033$ ;  $r = 0,455$ ) a H/Qc NDK při úhlové rychlosti  $180^\circ/s$  ( $P = 0,033$ ;  $r = 0,455$ ) při porovnání kategorií U16 a U17.

## 6 DISKUZE

Hlavním cílem této diplomové práce je zjistit, zda se u mladých fotbalistů v průběhu dospívání mění vliv specifické únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu. Ke sledování vlivu únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu tato diplomová práce využívá parametrů ALS, RLS RSI, H/Qc a H/Qf DDK a NDK při úhlových rychlostech 60°/s a 180°/s.

### **Vliv specifické únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu u adolescentních fotbalistů kategorie U16 a U17**

#### *Svalová tuhost dolních končetin*

Vysoká hodnota svalové tuhosti souvisí s rychlejším vývojem síly a rychlejším ukládáním elastické energie pro její následné využití (Brughelli & Cronin, 2008). Omezené množství studií zabývajících se svalovou tuhostí uvádí zhoršení parametru po únavě (Comyns, Harrison, & Hennessy, 2006; Dutto & Smith, 2002), jiné dokládají jen nevýznamné změny svalové tuhosti po únavě (Padua et al., 2006; Morin, Jeannin, Chevallier, & Belli, 2006; Oliver et al., 2014).

Výsledky této studie vykazují signifikantní pokles vlivem únavy u parametrů ALS ( $P = 0,013$ ;  $r = 0,608$ ; 8,6%) a RLS ( $P = 0,003$ ;  $r = 0,608$ ; 8,7%) v kategorii U16, tj. v prvním roce měření a signifikantní pokles u parametrů ALS ( $P = 0,010$ ;  $r = 0,550$ ; 11,2%) i RLS ( $P = 0,010$ ;  $r = 0,550$ ; 10,8%) v kategorii U17, tj. v druhém roce měření. Výsledky ve studii Lehnerta et al. (n. d.) vykazují též signifikantní pokles parametru ALS o 8,6% i RLS o 8,7%. Výsledky naznačují, že únavový protokol má velký účinek na ALS a RLS u 16letých elitních fotbalistů. Studie Lehnerta et al. (2016) dokládá u 14letých elitních fotbalistů vliv SAFT<sup>90</sup> na svalovou tuhost, která se vlivem únavy významně snižuje ( $P < 0,001$ ). Takový pokles svalové tuhosti značí omezení dopředné vazby, která je důležitým ukazatelem stability kolenního kloubu. Vlivem nadměrného zatížení pasivních struktur se zvyšuje riziko vzniku nekontaktního poranění měkkých struktur zahrnující LCA (Ford, Myer, & Hewett, 2010; Hughes & Watkins, 2006). Zjištění této studie a studie Lehnerta et al. (n. d.) je v souladu s výsledky některých studií u dospělých hráčů (Avela & Komi, 1998; Kuitunen, Avela, Kyröläinen, Nicol, & Komi, 2002), jiné studie dospělých hráčů ukazují jen nevýznamné změny LS (Hunter & Smith, 2007; Morin et al., 2006).



Zhoršení svalové tuhosti vlivem únavy zvyšuje poddajnost měkkých tkání, prodlužuje dobu kontaktu se zemí, způsobuje větší výchyly těžiště a snižuje účinnost pohybu při kontaktu končetiny se zemí. V kombinaci s ochablou mediální kvadricepsovou hlavou se tato skutečnost může odrážet ve špatné regulaci řetězců kyčle a zvýšení rizika poranění u kolenního kloubu (Lehnert et al., 2016).

### *Index reaktivní síly*

Výsledky této studie vykazují nevýznamné zlepšení RSI v kategorii U17 a statisticky významné zlepšení v kategorii U16. Výsledky ve studii Lehnerta et al. (n. d.) popisují signifikantní zlepšení RSI po absolvování SAFT<sup>90</sup> mladými elitními fotbalisty a studie Lehnerta et al. (2016) zase signifikantní pokles reaktivní síly vlivem únavy.

Zjištění této studie je poněkud překvapivé zvláště v kontextu signifikantních zhoršení LS. Studie autorů Lloyd, Oliver, Hughes, & Williams (2011a), taktéž popsala zlepšení u parametru RSI u mladých fotbalistů.

Testy pro měření LS a RSI cílí na SSC. Je možné, že u parametru LS testovaného pomocí sub-maximálního testu, který trvá v řádech desítek sekund a je požadována rytmická koordinace, existuje jiný mechanismus zvládnání únavy než u parametrů RSI a PT jednotlivých svalových skupin a jejich H/Q poměrů testovaných pomocí maximálních testů.

### *H/Q poměr*

Většina autorů se shoduje v tvrzení, že konvenční H/Q poměr (H/Qc) menší než 0,6 při úhlové rychlosti 60°/s svědčí o počínající svalové dysbalanci mezi hamstringy a kvadricepsem a pravděpodobnost výskytu poranění hamstringů se zvyšuje. Pokud se poměr blíží 1,00 svědčí to o optimální funkci hamstringů při stabilizaci kolenního kloubu a riziko poranění LCA se snižuje (Dauty, Potiron, & Rochcongar, 2003; Rosene, Fogarty, & Mahaffey, 2001). Někteří autoři poukazují na to, že H/Qc nepopisuje fyziologicky se vyskytující svalovou akci a naopak upozorňují na význam excentrické kontrakce hamstringů při extenzi kolenního kloubu k udržení stability (Dauty et al., 2003; Forbes, Sutcliffe, Lovell, McNaughton, & Siegler, 2009; Wright, Ball, & Wood, 2009). Vzhledem k těmto poznatkům se využívá funkční H/Q poměr (H/Qf), který lépe vyjadřuje schopnost hamstringů brzdit pohyb koncentricky pracujícího kvadricepsu (Delextrat et al., 2010; De Ste Croix, 2007). Coombs & Garbutt (2002) popisují jako ideální hodnotu H/Qf 1,00, která při úhlové rychlosti 60°/s

vyjadřuje rovnováhu mezi silou flexorů a extenzorů kolenního kloubu. Hodnota nižší než 0,6 je mírou dysbalance těchto svalových skupin a riziko poranění měkkých struktur se zvyšuje (Ayala, De Ste Croix, Sainz de Baranda, & Santonja, 2012; Dauty et al., 2003). Coombs a Garbutt (2002) popisují vzrůstající význam H/Q poměrů při vyšších úhlových rychlostech.

Nebylo nalezeno mnoho studií, které by používaly pro vznik únavy SAFT<sup>90</sup> a sledovaly změnu H/Q poměrů u dospívajících elitních fotbalistů.

Naše výsledky vykazují hodnoty mírně nad hranicí 0,6 (do 0,77) pro parametry H/Qc i H/Qc DDK a NDK při úhlové rychlosti 60°/s u kategorie U16 i U17, což by mohlo poukazovat na počínající dysbalanci mezi flexorovou a extenzorovou skupinou svalů kolenního kloubu. Tyto hodnoty jsou velmi podobné hodnotám studie Lehnerta et al. (n. d.) sledující změny svalových a nervosvalových funkcí u mladých elitních fotbalistů (n = 20; 15,7 ± 0,5 let). Tato studie předpokládala zhoršující se tendenci jednotlivých H/Q poměrů po absolvování SAFT<sup>90</sup>. Hodnoty kategorie U16 ukazují statisticky nevýznamný pokles většiny H/Q poměrů (H/Qc DDK 180°/s; H/Qc NDK 60°/s a 180°/s; H/Qf DDK 60°/s a 180°/s), dva parametry H/Qf NDK 60°/s a 180°/s zůstaly beze změny a H/Qc DDK 60°/s byl nevýznamně zvýšen. Statisticky významný pokles bezprostředně po absolvování SAFT<sup>90</sup> vykazuje pouze H/Qf DDK při 60°/s ( $P = 0,026$ ;  $r = 0,474$ ; 6,8%) a statisticky nevýznamné snížení H/Qf DDK při 180°/s. H/Qc DDK při 60°/s paradoxně vykazuje statisticky významné zlepšení ( $P = 0,041$ ;  $r = 0,436$ ; 7,4%). Studie Small et al. (2010) zkoumající 16 poloprofesionálních fotbalistů zaznamenala statisticky významný pokles H/Qf při úhlové rychlosti 120°/s během SAFT<sup>90</sup>, H/Qc poměr se významně nezměnil. Ve studii Lehnerta et al. (n. d.) bylo zjištěno, že SAFT<sup>90</sup> nezpůsobil významné změny v H/Qf DDK a NDK ani při jedné z rychlostí. Studie Lehnerta et al. (2012) sledující mladé elitní fotbalisty (14,4 ± 0,5 let), kteří byli měřeni před a po SAFT<sup>90</sup> neukázala významné změny v H/Qf poměru. Studie autorů Jones, Ryan, & Todd (2015), která zkoumala účinky specifického únavového protokolu SAFT<sup>90</sup> u amatérských hráčů fotbalu (n = 20; 21,8 ± 2,3 let) dokládá významný pokles při H/Qf 180°/s o 10,1%, H/Qc nebyl sledován.

U mladší kategorie U16 došlo vlivem specifické únavy k poklesu 7 z 11 parametrů (2 parametry se nezměnily), většinová tendence k poklesu hodnot u jednotlivých parametrů tedy odpovídá předpokládané zhoršující se tendenci. Vysvětlení, že H/Qf DDK 60°/s zaznamenal signifikantní pokles a H/Qc DDK 60°/s

signifikantní zlepšení, může dle mého názoru spočívat v odlišném mechanismu obou kontrakcí. Systematická review autorů Roig et al. (2009) zkoumala, zda je výhodnější využití excentrické či koncentrické svalové kontrakce z hlediska přírůstku svalové síly a hmotnosti. Excentrický trénink se projevil zejména z hlediska rychlosti a způsobu kontrakce a byl prokázán jako účinnější při zvýšení svalové síly a hmotnosti měřené jako obvod svalu. Údajně může vysvětlit vysokou specifickou silového zisku po excentrickém tréninku zvláštní neurální vzorec excentrických akcí. Tvzení tohoto systematického review dokazují přítomnost odlišného mechanismu či metabolismu u jednotlivých druhů kontrakcí a jak je známo a uvedeno již dříve v textu, funkční H/Q poměr lépe vyjadřuje schopnost hamstringů brzdit pohyb (excentrická kontrakce) koncentricky pracujícího kvadricepsu. Excentrická kontrakce hamstringů se ve fotbale uplatňuje zejména při výskocích, sprintech a rychlých změnách směru (Coombs a Garbutt 2002; Delextrat et al., 2010; De Ste Croix, 2007). Studie Bonetti et al. (2017) zaznamenala statisticky významně lepší hodnoty H/Qc DDK oproti NDK při úhlové rychlosti 60°/s u 32 fotbalistů U17, kde použili koncentricky-koncentrický režim. Průměrné hodnoty H/Qc pro NDK byly výrazně menší, tento trend vykazuje i tato studie a též další studie (Lehnert et al., n. d.; Pellicer-Chenoll et al., 2017).

## **Změny vlivu specifické únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu u mladých fotbalistů v průběhu sledovaného období adolescence**

### *Tuhost dolních končetin*

Naše výsledky ukazují u parametrů ALS a RLS statisticky nevýznamný rozdíl diferencí testových skóre pre-testu a post-testu pro sledované kategorie (ALS:  $P = 0,657$ ; RLS:  $P = 0,722$ ). Tyto hodnoty jsou sice statisticky nevýznamné, ale hodnoty pre-testů a post-testů byly vyšší pro starší kategorii U17, čímž naše studie odpovídá informacím z odborné literatury, která uvádí zvyšování hodnot LS během dospívání. Lloyd et al. (2011b) uvádí ve své studii zkoumající neurální regulace SSC u 32 mladých chlapců (tři skupiny – 9, 12 a 15 let) pomocí měření maximálních a sub-maximálních skoků hodnotili RSI a LS statisticky významné změny. ALS byla signifikantně vyšší u 15letých ve srovnání s 9letými ( $P = 0,000$ ) a 12letými chlapci ( $P = 0,009$ ) během sub-maximálních skoků. RLS normalizovaná dle hmotnosti a délek dolních končetin vykazovala výrazné změny pouze mezi skupinou 15letých a 9letých ( $P = 0,006$ ). Studie Rumpf, Cronin, Oliver, & Hughes (2013) zkoumá vliv dospívání u 74 chlapců ve věku 8 – 16 let mimo jiné na svalovou tuhost a též dokládá vzrůstající tendenci napříč věkovými skupinami. Lloyd et al. (2011a) ve své studii zkoumali 250 mladistvých mužů ve věku 7 – 17 let. Autoři popisují vzrůstající tendenci parametru LS, pouze mezi skupinami 10letých a 11letých chlapců se objevila negativní tendence. Oliver & Smith (2010) se snažili zjistit, zda chlapci a muži používají rozdílných strategií kontroly při výskocích. 11 chlapců ve věku 11 – 12 let a 10 mužů dokončilo testování výskoků s frekvencí 1,5Hz a 3,0Hz. Při frekvenci 1,5Hz autoři neshledali významné rozdíly mezi chlapci a muži ve svalové tuhosti. Při frekvenci 3,0Hz už ale objevili statisticky významné rozdíly, a to u mužů kratší dobu kontaktu se zemí ( $P = 0,013$ ), delší dobu letu ( $P = 0,002$ ) a větší relativní LS ( $P = 0,012$ ). Preferovaná frekvence výskoků byla u mužů signifikantně vyšší než u chlapců ( $P = 0,007$ ). Při nízkých frekvencích obě skupiny vykazují stejné strategie kontroly. Ukazuje se, že u dospělých je dokonalejší funkce dopředné vazby, tudíž jsou schopni lepší pre-aktivace, než děti a dospívající (Lloyd et al., 2011a; Lloyd et al., 2011b).

Ačkoliv jsme nezaznamenali statisticky významný rozdíl, mají průměrné hodnoty LS v této studii rostoucí charakter s věkem, stejně jako je uváděno v odborné literatuře, což může být důkazem lepšího vlivu dopředné vazby a lepší neuromuskulární kontroly

vlivem zrání nervového systému, čímž je u starší kategorie zajištěna lepší dynamická stabilizace kolenního kloubu a tím je menší riziko poranění měkkých tkání, tedy i LCA.

### *Index reaktivní síly*

Výsledky naší studie ukazují statisticky nevýznamný rozdíl diferencí skóre pre-testů a post-testů ( $P = 0,131$ ;  $r = 0,322$ ) a opačný trend průměrných hodnot RSI poměrů. Došlo tedy ke snížení hodnot pre-testu a post-testu u starší sledované kategorie, oproti mladší věkové kategorii, což je v rozporu s odbornou literaturou, kde by mělo dojít ke zvýšení hodnot u starších věkových kategorií oproti mladším. Je možné, že v souvislosti s maximální silou (Rodacki, Fowler, & Bennett, 2002) a maximálním charakterem testu má měření RSI více společných rysů s izokinetickým měřením PT jednotlivých svalových skupin a jejich poměrů, než sub-maximálně testovaná svalová tuhost dolních končetin.

Studie Lloyd et al. (2011b) uvádí lepší výsledky RSI ( $P < 0.02$ ) u skupin 15letých a 12letých než u 9letých. Lloyd et al. (2011a) dokládají změnu parametru RSI v pozitivním smyslu napříč věkovými skupinami (7-17 let), pouze mezi věkovými skupinami 11letých a 12letých chlapců byla tato změna negativní, tudíž došlo ke zhoršení u starších chlapců. Studie Lloyd et al. (2011a), zabývající se účinkem věku na výsledky RSI, ukazují na postupné zlepšování výsledků během dospívání.

### *H/Q poměr*

Především u mladých hráčů mohou být výsledky ovlivněny dospíváním vlivem růstových změn. S věkem dochází k narůstání svalové síly (Kellis et al., 2012; Malina et al., 2005). Dospělí hráči jsou schopni udržovat vyšší hodnoty PT během svalové kontrakce. Kvadriceps údajně vykazuje svůj maximální rozvoj ve 21 letech, zatímco hamstringy v 16 letech (Mazuquin et al., 2016).

Při našem měření jsme zaznamenali v parametru H/Qc DDK a NDK při úhlové rychlosti 180° statisticky významný rozdíl diferencí testových skóre pre-testu a post-testu (DKK:  $P = 0,033$ ;  $r = 0,455$ ; NDK:  $P = 0,033$ ;  $r = 0,455$ ), ale opačný trend průměrných hodnot pre-testů a post-testů, než který by se dal předpokládat dle odborné literatury, kdy s věkem dochází k nárůstání svalové síly. U většiny H/Q poměrů byly nižší hodnoty přítomny u starší kategorie U17, ne u mladší kategorie U16. Lehnert et al. (n. d.) ve své studii uvádí závěr, že u 16letých fotbalistů se PT hodnoty a jejich H/Q poměry významně nesnížily. Autoři uvádějí, že výsledky koncentrace laktátu v krvi a

subjektivní pocit únavy naznačují, že ve skupině SAFT<sup>90</sup> nepředstavoval tak náročný stimul, jako konkurenční prostředí opravdového utkání, proto doporučili ověření specifity tohoto protokolu pro mladé hráče podobného věku a tělesné zdatnosti. S ohledem na tento poznatek se lze domnívat, že v případě hráčů sledovaných v současné studii nebyl zatížen únavou mechanismus svalové kontrakce uplatňující se při izokinetickém měření síly svalových skupin dolních končetin při jednotlivých režimech u kategorie mladších – 16letých fotbalistů, což mohlo projevit ve výsledcích měření.

Pokud bychom pominuli hypotézu, že u mladších hráčů by měl být celkový svalový výkon nižší než u starších hráčů (Mazuquin et al., 2016) a přisoudili bychom odlišnost výsledků této studie faktu, že SAFT<sup>90</sup> subjektivně nezpůsobil významný pocit únavy, mohli bychom sledovat převážně klesající trend hodnot u mladší kategorie vlivem únavy, kdežto u starší kategorie bychom pozorovali nejednoznačný trend hodnot. Ve studii De Ste Croix, (2012) byla svalová kontrola únavou značně ovlivněna (kategorie U13), u starší kategorie významně nezměněna (U15) a u kategorie starší (U17) dokonce zlepšena. Proto by nejednotný trend u naší starší kategorie U17 mohl být vysvětlován zlepšením neuromuskulárních mechanismů vlivem maturačních změn (Dotan et al., 2012). U dospívajících hráčů může být lepší synchronizace motorických jednotek, vyšší míra kódování u motorických jednotek s vyšším prahem aktivace (zvláště s vazbami na excenrické akce) a celkově vyšší volní aktivace svalu. Starší děti tak disponovat větší kapacitou používat kombinace různých mechanismů pokud dojde k únavě, což může vést k účinnějšímu ovládní svalů (Dotan et al., 2012).

## **Vyjádření k výzkumným otázkám**

### **VO1:**

Z výsledků této studie vyplývá, že u sledované kategorie fotbalistů U16, tj. v prvním roce sledování skupiny mladých fotbalistů, nedošlo k jednoznačnému zhoršení ukazatelů svalové komponenty a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu po absolvování specifického protokolu. Nicméně 2 parametry – ALS a RLS zaznamenaly signifikantní pokles vlivem specifické únavy. Pokles hodnot svědčí o omezení dopředné vazby vlivem únavy. A 1 parametr – RSI v této studii ukazoval statisticky významné zlepšení. Výsledky H/Q poměrů mají z většiny statisticky nevýznamný, ale klesající charakter vlivem specifického únavového protokolu. SAFT<sup>90</sup> zhoršuje neuromuskulární kontrolu kolenního kloubu,

čímž může dojít k nadměrnému zatížení pasivních struktur a k bezkontaktnímu poranění měkkých tkání – včetně LCA.

### **VO2:**

Z výsledků této studie vyplývá, že u sledované kategorie fotbalistů U17, tj. v druhém roce sledování skupiny mladých fotbalistů, nedošlo k jednoznačnému zhoršení ukazatelů svalové komponenty a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu po absolvování specifického protokolu. Z toho 3 parametry – ALS, RLS a H/Qf DKK při 60°/s zaznamenaly signifikantní pokles vlivem specifické únavy. A 1 parametr zaznamnal signifikantní zlepšení H/Qc DKK při 60°/s. RSI v této studii ukazoval statisticky nevýznamné zlepšení. Hodnoty H/Q poměrů jsou u kategorie U17 různorodé, jednotlivé parametry vykazují nesourodé trendy ve smyslu zlepšení, zhoršení i beze změny vlivem specifické únavy. Nedá se říct, že by SAFT<sup>90</sup> jednoznačně ovlivnil nebo neovlivnil neuromuskulární kontrolu kolenního kloubu u této kategorie mladých fotbalistů.

### **VO3:**

Výsledky studie v prvním a druhém roce sledování nepotvrdily vliv věku na hodnoty změn ukazatelů svalové komponenty a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu po absolvování specifického únavového protokolu. Jediný statisticky významný rozdíl diferencí testových skóre pre-testu a post-testu byl zjištěn u 2 parametrů – H/Qc DDK a NDK při úhlové rychlosti 180°/s.

## 7 ZÁVĚRY

Výsledky této studie nepotvrzují vliv dospívání na hodnoty změn ukazatelů svalové a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu vlivem specifického únavového protokolu v prvním a druhém roce sledování mladých elitních fotbalistů. Porovnání průměrných hodnot pre-testů a post-testů mezi jednotlivými kategoriemi svědčí spíše ve prospěch mladší kategorie U16.

Výsledky této studie jednoznačně nepotvrzují vliv specifického únavového protokolu na ukazatele svalové a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu v prvním roce sledování kategorie mladých fotbalistů U16, tedy i zvýšené riziko poranění měkkých tkání kolenního kloubu. K statisticky významnému poklesu došlo pouze u ALS a RLS.

Výsledky této studie jednoznačně nepotvrzují vliv specifického fotbalového únavového protokolu na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stabilizace kolenního kloubu kategorie U17. Parametry vykazují nesourodé trendy jak ve směru zvýšení, snížení i beze změny.

Vzhledem k závažnosti problematiky, k výsledkům studie, menšímu množství odborné literatury zkoumající vliv únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu u adolescentních hráčů a hráček, doporučujeme realizovat další výzkumná šetření podobného charakteru, a to i s ohledem na jednotlivé herní specializace.



## 8 SOUHRN

Cílem diplomové práce bylo zjistit, zda se u hráčů fotbalu v průběhu adolescence mění vliv specifické únavy na svalovou komponentu a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu. Dílčím cílem bylo posoudit u sledovaných adolescentních fotbalistů U16 a U17 vliv specifické únavy na svalovou komponentu a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu kategorie v prvním a v druhém roce sledování.

Teoretická část práce zpracovává současné poznatky o anatomii, kineziologii a biomechanice kolenního kloubu, vzniku poranění kolenního kloubu a předního zkříženého vazy, neuromuskulární řízení a popis sledovaných a hodnocených parametrů (LS, RSI, H/Q poměry), které jsou používány k hodnocení svalové a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu.

Ve výzkumné části je nejdříve specifikována použitá metodika měření. Výzkumný soubor tvoří jedna skupina fotbalistů měřena ve dvou po sobě jdoucích letech – U16 ( $n = 11$ ;  $16,00 \pm 0,40$  let) a U17 ( $n = 11$ ;  $17,04 \pm 0,41$ ). Měření pre-test proběhlo před zátěží SAFT<sup>90</sup>, což je specifický únavový protokol navrhnut speciálně pro fotbal, aby simuloval fotbalové utkání. Bezprostředně po absolvování SAFT<sup>90</sup> proběhlo 2. měření – post-test. Pro výpočet indexu reaktivní síly byl použit test drop jump (seskok s vyvýšeného místa; 30cm), kde šlo o provedení co nejvyššího skoku s co nejkratší dobou kontaktu se zemí. Svalová tuhost se stanovovala pomocí testu 20 sub-maximálních vertikálních skoků při frekvenci 2,5Hz. Pro provedení těchto testů byl využit systém Optojump<sup>TM</sup> next (Microgate, Bolzano, Italy). Izokinetické testování bylo provedeno systémem Isomed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany). K posouzení změn svalové rovnováhy byly vybrány konvenční a funkční H/Q poměry pro dominantní a nedominantní dolní končetinu při úhlových rychlostech 60°/s a 180°/s vypočteny z PT koncentrických a excentrických kontrakcí jednotlivých svalových skupin.

Výsledky této studie nepotvrzují vliv dospívání na hodnoty změn ukazatelů svalové a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu vlivem specifického únavového protokolu v prvním a druhém roce sledování mladých elitních fotbalistů. Wilcoxonův neparametrický test jednoznačně nepotvrdil vliv SAFT<sup>90</sup> na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu u kategorie U16 ani U17.

## 9 SUMMARY

Aim of this diploma thesis was to find out if specific fatigue effect on muscular and neuromuscular component of knee joint dynamic stability changes during adolescence in case of football players. Subobjective of thesis was to evaluate effect of specific fatigue on muscular and neuromuscular component of knee joint dynamic stability in the first and the second year of monitoring of adolescent football players category U16 and U17.

Theoretical part of thesis elaborates contemporary pieces of knowledge about anatomy, kinesiology, biomechanics of knee joint, beginning of knee joint and anterior cruciate ligament injury, neuromuscular control and description of monitored and evaluated parameters (LS, RSI, H/Q ratios), which are used for evaluation of muscular and neuromuscular component of knee joint dynamic stability.

In investigative part is specified measurement methodology at first. Research group consisted of two categories – U16 (n = 11; 16,00 ± 0,40 let) and U17 (n = 11; 17,04 ± 0,41) – measured in two consecutive years. Pre-test measurement was done before SAFT<sup>90</sup>, that is specific fatigue protocol made especially for football to simulate real football match. The second measurement was done immediately after SAFT<sup>90</sup> – post-test. For reactive strength index computation the 30cm drop jump was used – maximum height of jump and minimal time of contact with ground. The leg stiffness was tested by 20 submaximal vertical jumps with frequency 2,5Hz. This test has been performed by Optojump<sup>TM</sup> next system (Microgate, Bolzano, Italy). Isokinetic testing has been done by system Isomed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany). For assessment of muscular balance changes were chosen conventional and functional H/Q ratios for dominant and non-dominant leg at angular velocities 60°/s and 180°/s which were computed from PT concentric and excentric contractions of each muscle group.

Results of this study doesn't confirm influence of maturity on value changes of indicators of muscle and neuromuscle component of knee joint dynamic stability caused by specific fatigue protocol in the first and the second year of monitoring of young elite football players. Wilcoxon's non-parametric test doesn't unambiguously confirm the SAFT<sup>90</sup> influence on muscle and neuromuscle component of knee joint dynamic stability for category U16 and U17.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Alentorn-Geli, E., Alvarez-Diaz, P., Ramon, S., Marin, M., Steinbacher, G., Boffa, J., & Cugat, R. (2015). Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(9), 2508-2513.
- 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.
- Alentorn-Geli, E., Mendiguchía, J., Samuelsson, K., Musahl, V., Karlsson, J., Cugat, R., & Myer, G. (2014). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in sports-Part I: Systematic review of risk factors in male athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(1), 3-15.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cugat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: A review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(8), 859. doi:10.1007/s00167-009-0823-z
- Allen, C. R., Wong, E. K., Livesay, G. A., Sakane, M., Fu, F. H., & Woo, S. L. (2000). Importance of the medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Journal Of Orthopaedic Research: Official Publication Of The Orthopaedic Research Society*, 18(1), 109-115.
- Alt, T., Knicker, A. J., & Strüder, H. K. (2014). Factors influencing the reproducibility of isokinetic knee flexion and extension test findings. *Isokinetics & Exercise Science*, 22(4), 333-342.
- Amann, M. (2011). Central and Peripheral Fatigue: Interaction during Cycling Exercise in Humans. *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 43(11), 2039-2045. doi:10.1249/MSS.ObO13e31821f59ab
- Amann, M., & Calbet, J. L. (2008). Convective oxygen transport and fatigue. *Journal Of Applied Physiology*, 104(3), 861. doi:10.1152/jappphysiol.01008.2007
- Amann, M., & Dempsey, J. A. (2008). Locomotor muscle fatigue modifies central motor drive in healthy humans and imposes a limitation to exercise performance. *The Journal Of Physiology*, 586(1), 161-173.

- Anderson, D. E., Madigan, M. L., & Nussbaum, M. A. (2007). Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb. *Journal Of Biomechanics*, *40*(14), 3105-3113.
- Avela, J., & Komi, P. V. (1998). Reduced stretch reflex sensitivity and muscle stiffness after long-lasting stretch-shortening cycle exercise in humans. *European Journal Of Applied Physiology & Occupational Physiology*, *78*(5), 403. doi:10.1007/s004210050438
- Ayala, F., De Ste Croix, M., Sainz de Baranda, P., & Santonja, F. (2012). Absolute reliability of hamstring to quadriceps strength imbalance ratios calculated using peak torque, joint angle-specific torque and joint ROM specific torque values. *International Journal of Sports Medicine*, *33*, 1-8.
- Belanger, L., Burt, D., Callaghan, J., Clifton, S., & Gleberzon, B. J. (2013). Anterior cruciate ligament laxity related to the menstrual cycle: an updated systematic review of the literature. *Journal Of The Canadian Chiropractic Association*, *57*(1), 76-86.
- Besier, T. F., Lloyd, D. G., Ackland, T. R., & Cochrane, J. L. (2001). Anticipatory effects on knee joint loading during running and cutting maneuvers. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, *33*(7), 1176-1181.
- Blacker, S. D., Fallowfield, J. L., Bilzon, J. L., & Willems, M. E. (2010). Within-day and between-days reproducibility of isokinetic parameters of knee, trunk and shoulder movements. *Isokinetics & Exercise Science*, *18*(1), 45-55.
- Bobbert, M. F., & Richard Casius, L. J. (2011). Spring-like leg behaviour, musculoskeletal mechanics and control in maximum and submaximum height human hopping. *Philosophical Transactions Of The Royal Society Of London. Series B, Biological Sciences*, *366*(1570), 1516-1529. doi:10.1098/rstb.2010.0348
- Bonetti, L., Tadiello, G., Floriano, L., Dos Santos, T., Segalla, F., & Biondo, S. (2017). Isokinetic performance of knee extensors and flexors in adolescent male soccer athletes. *Sport Sciences For Health*, 1-7. doi:10.1007/s11332-017-0360-y
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: Modelling and recommendations for future research. *Sports Medicine*, *38*(8), 647-657. doi:10.2165/00007256-200838080-00003
- Brown, C. N., & Yu, B. (2007). Effects of increased body mass index on lower extremity motion patterns in a stop-jump task. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical*, *37*(2).

- Burfeind, K., Hong, J., & Stavrianeas, S. (2012). Gender differences in the neuromuscular fitness profiles of NCAA Division III soccer players. *Isokinetics & Exercise Science, 20*(2), 115-120.
- Caruso, J. F., Brown, L. E., & Tufano, J. J. (2012). The reproducibility of isokinetic dynamometry data. *Isokinetics & Exercise Science, 20*(4), 239-253.
- Comyns, T., Harrison, A., & Hennessy, L. (2006). The effect of a maximal stretch-shortening cycle fatigue workout on fast stretch-shortening cycle performance. *International Society of Biomechanics in Sports, 24*, 46-49.
- Coombs, R. & Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance, *Journal of Sports Science and Medicine, 1*, 56-62.
- Cormie, P., McGuigan, M., & Newton, R. (2010). Changes in the Eccentric Phase Contribute to Improved Stretch-Shorten Cycle Performance after Training. *Medicine And Science In Sports And Exercise, 42*(9), 1731-1744.
- Cug, M., Wikstrom, E. A., Golshaei, B., & Kirazci, S. (2016). The Effects of Sex, Limb Dominance, and Soccer Participation on Knee Proprioception and Dynamic Postural Control. *Journal Of Sport Rehabilitation, 25*(1), 31-39.
- Croisier, J., & Crielaard, J. (2000). Hamstring muscle tear with recurrent complaints: An isokinetic profile. *Isokinetics And Exercise Science, 8*(3), 175-180.
- Dai, B., Mao, M., Garrett, W. E., & Yu, B. (2015). Original article: Biomechanical characteristics of an anterior cruciate ligament injury in javelin throwing. *Journal Of Sport And Health Science, 4*, 333-340. doi:10.1016/j.jshs.2015.07.004
- Dai, B., Mao, D., Garrett, W. E., & Yu, B. (2014). Review: Anterior cruciate ligament injuries in soccer: Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *Journal Of Sport And Health Science, 3*, 299-306. doi:10.1016/j.jshs.2014.06.002
- Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, JR., & Bourdin, M. (2004). A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *International Journal of Sports Medicine, 25*(3), 170-176.
- Dauty, M., Potiron, M., & Rochcongar, P. (2003). Identification of previous hamstring injuries by isokinetic concentric and eccentric torque measurement in elite soccer players. *Isokinetics and Exercise Science, 11*, 139-144.
- De Araujo Ribeiro Alvares, J. B., Rodrigues, R., de Azevedo Franke, R., Cordeiro da Silva, B. G., Silveira Pinto, R., Vaz, M. A., & Manfredini Baroni, B. (2015).

- Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Physical Therapy In Sport*, 16(1), 59-65.
- De Ste Croix, M. B. (2007). Advances in paediatric strength assessment: Changing our perspective on strength development. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6, 292-304
- De Ste Croix, M. (2012). *Protect her knees - Exploring the role of football specific fatigue on dynamic knee stability in female youth football players*. University of Gloucestershire.
- De Ste Croix, M. 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), e531-e538.
- Debenham, J., Travers, M., Gibson, W., Campbell, A., & Allison, G. (2016). Eccentric Fatigue Modulates Stretch-shortening Cycle Effectiveness - A Possible Role in Lower Limb Overuse Injuries. *International Journal Of Sports Medicine*, 37(1), 50. doi:10.1055/s-0035-1549923
- Delextrat, A., Gregory, J., & Cohen, D. (2010). The Use of the Functional H:Q Ratio to Assess Fatigue in Soccer. *International Journal Of Sports Medicine*, 31(3), 192-197.
- Dirnberger, J., Huber, C., Hoop, D., Kösters, A., & Müller, E. (2013). Reproducibility of concentric and eccentric isokinetic multi-joint leg extension measurements using the IsoMed 2000-system. *Isokinetics & Exercise Science*, 21(3), 195-202.
- 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.
- Emery, C., Whittaker, J., Nettel-Aguirre, A., Roy, T., & Van Mechelen, W. (2015). Neuromuscular training injury prevention strategies in youth sport: A systematic review and meta-analysis. *British Journal Of Sports Medicine*, 49(13), 865-870. doi:10.1136/bjsports-2015-094639
- Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal Of Physiology*, 586(1), 11-23.

- Esbjornsson-Liljedahl, M., Sundberg, C., Norman, B., & Jansson, E. (1999). Metabolic response in type I and type II muscle fibers during a 30-s cycle sprint in men and women. *Journal Of Applied Physiology*, 87(4), 1326-1332.
- Evans, K., Kilcoyne, K., Dickens, J., Rue, J., Giuliani, J., Gwinn, D., & Wilckens, J. (2012). Predisposing risk factors for non-contact ACL injuries in military subjects. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(8), 1554-1559.
- Flanagan, E., & Comyns, T. (2008). The Use of Contact Time and the Reactive Strength Index to Optimize Fast Stretch-Shortening Cycle Training. *Strength And Conditioning Journal*, 30(5), 32-38.
- Flanagan, E. P., Ebben, W. P., & Jensen, R. L. (2008). Reliability of the reactive strength index and time to stabilization during depth jumps. *Journal Of Strength And Conditioning Research*, 22(5), 1677-1682. doi:10.1519/JSC.0b013e318182034b
- Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Beynnon, B. D., Engstrom, B., Peura, G. D., Badger, G. J., & Johnson, R. J. (2001). The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *Journal Of Biomechanics*, 34(2), 163-170.
- Forbes, H. A., Sutcliffe, S., Lovell, A., McNaughton, R. L., & Siegler, J. C. (2009). Isokinetic thigh muscle ratio in youth football: Effect of age and dominance. *International Journal of Sports Medicine*, 30(8), 602-606.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2010). Longitudinal effects of maturation on lower extremity joint stiffness in adolescent athletes. *The American Journal Of Sports Medicine*, 38(9), 1829-1837. doi:10.1177/0363546510367425
- Fyfe, J. J., Opar, D. A., Williams, M. D., & Shield, A. J. (2013). Review: The role of neuromuscular inhibition in hamstring strain injury recurrence. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 23, 523-530. doi:10.1016/j.jelekin.2012.12.006
- Gleeson, N. P., & Mercer, T. H. (1992). Reproducibility of isokinetic leg strength and endurance characteristics of adult men and women. *European Journal Of Applied Physiology And Occupational Physiology*, 65(3), 221-228.
- Griffin, L. Y., Albohm, M. J., Arendt, E. A., Bahr, R., Beynnon, B. D., Demaio, M., & Yu, B. (2006). Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II meeting, January 2005. *The American Journal Of Sports Medicine*, 34(9), 1512-1532.

- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia, Pa.
- Hewett, T. E., & Myer, G. D. (2011). The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury. *Exercise And Sport Sciences Reviews*, 39(4), 161-166. doi:10.1097/JES.0b013e3182297439
- Hewett, T., Myer, G., Ford, K., Paterno, M., Colosimo, A., Heidt Jr., R., & ... Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: A prospective study. *American Journal Of Sports Medicine*, 33(4), 492-501. doi:10.1177/0363546504269591
- Hughes, G., & Watkins, J. (2006). A Risk-Factor Model for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Sports Medicine*, 36(5), 411-428.
- Hunter, I., & Smith, G. A. (2007). Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European Journal Of Applied Physiology*, 100(6), 653-661.
- Chandrashekar, N., Mansouri, H., Slauterbeck, J., & Hashemi, J. (2006). Sex-based differences in the tensile properties of the human anterior cruciate ligament. *Journal Of Biomechanics*, 39, 2943-2950. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.10.031
- Chavez, A., Knudson, D., Harter, R., & McCurdy, K. (2013). Activity-Specific Effects of Fatigue Protocols May Influence Landing Kinematics: A Pilot Study. *International Journal Of Exercise Science*, 6(3), 242-249.
- Impellizzeri, F. M., Bizzini, M., Rampinini, E., Cereda, F., & Maffiuletti, N. A. (2008). Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex NORM dynamometer. *Clinical Physiology And Functional Imaging*, 28(2), 113-119.
- Iga, J., George, K., Lees, A., & Reilly, T. (2009). Cross-sectional investigation of indices of isokinetic leg strength in youth soccer players and untrained individuals. *Scandinavian Journal Of Medicine & Science In Sports*, 19(5), 714-719.
- James, C. R., Scheuermann, B. W., & Smith, M. P. (2010). Effects of two neuromuscular fatigue protocols on landing performance. *Journal Of Electromyography And Kinesiology: Official Journal Of The International*



- Society Of Electrophysiological Kinesiology*, 20(4), 667-675.  
doi:10.1016/j.jelekin.2009.10.007
- Kapandji, I. A. (1987). *The physiology of joints, vol. 2: Lower limb*. London, Churchill Livingstone, second edition.
- Keating, J. L., & Matyas, T. A. (1998). Unpredictable error in dynamometry measurements: a quantitative analysis of the literature. *Isokinetics & Exercise Science*, 7(3), 107.
- Kellis, E., Galanis, N., Kapetanios, G., & Natsis, K. (2012). Architectural differences between the hamstring muscles. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 22, 520-526. doi:10.1016/j.jelekin.2012.03.012
- Kim, S. Y., Spritzer, C. E., Utturkar, G. M., Toth, A. P., Garrett, W. E., & DeFrate, L. E. (2015). Knee Kinematics During Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury as Determined From Bone Bruise Location. *American Journal Of Sports Medicine*, 43(10), 2515. doi:10.1177/0363546515594446
- Khalaf, K., Parnianpour, M., & Karakostas, T. (n.d). Surface responses of maximum isokinetic ankle torque generation capability. *Journal Of Applied Biomechanics*, 16(1), 52-59.
- 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.
- Kuitunen, S., Avela, J., Kyröläinen, H., & Komi, P. V. (2004). Voluntary activation and mechanical performance of human triceps surae muscle after exhaustive stretch-shortening cycle jumping exercise. *European Journal Of Applied Physiology*, 91(5-6), 538-544.
- Kuitunen, S., Ogiso, K., & Komi, P. V. (2011). Leg and joint stiffness in human hopping. *Scandinavian Journal Of Medicine & Science In Sports*, 21(6), e159-e167.
- Lazaridis, S., Bassa, E., Patikas, D., Kotzamanidis, C., Giakas, G., & Gollhofer, A. (2010). Neuromuscular differences between prepubescent boys and adult men during drop jump. *European Journal Of Applied Physiology*, 110(1), 67-74. doi:10.1007/s00421-010-1452-4

- Lehnert, M., De Ste Croix, M., Xaverová, Z., Botek, M., Vařeková, R., Zaatari, A., & Laštovička, O. (n. d.). *Changes in injury risk mechanisms after soccer-specific fatigue in male youth soccer players.*
- Lehnert, M., De Ste Croix, M., Zaatari, A., Hughes, J., Vařeková, R., & Laštovička, O. (2016). Muscular and neuromuscular control following soccer-specific exercise in male youth: Changes in injury risk mechanisms. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports.*
- Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Langer, F., & Botek, M. (2010). *Trénink kondice ve sportu.* Olomouc: Univerzita Palackého.
- Lloyd, R., Oliver, J., Hughes, M., & Williams, C. (2009). Reliability and validity of field-based measures of leg stiffness and reactive strength index in youths. *Journal Of Sports Sciences, 27*(14), 1565-1573.
- Lloyd, R. S., Oliver, J. L., Hughes, M. G., & Williams, C. A. (2011a). The influence of chronological age on periods of accelerated adaptation of stretch-shortening cycle performance in pre and postpubescent boys. *Journal of Strength and Conditioning Research, 25*(7), 1889-1897.
- Lloyd, R. S., Oliver, J. L., Hughes, M. G., & Williams, C. A. (2011b). 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.
- Lund, H., Søndergaard, K., Zachariassen, T., Christensen, R., Bülow, P., Henriksen, M., & ... Bliddal, H. (2005). Learning effect of isokinetic measurements in healthy subjects, and reliability and comparability of Biodex and Lido dynamometers. *Clinical Physiology And Functional Imaging, 25*(2), 75-82.
- MacIntosh, B. R., Holash, R. J., & Renaud, J. (2012). Skeletal muscle fatigue - regulation of excitation-contraction coupling to avoid metabolic catastrophe. *Journal Of Cell Science, 125*(9), 2105. doi:10.1242/jcs.093674
- Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal Of Electromyography And Kinesiology: Official Journal Of The International Society Of Electrophysiological Kinesiology, 13*(5), 491-498.
- Malina, R., Cumming, S., Kontos, A., Eisenmann, J., Ribeiro, B., & Aroso, J. (n.d.). Maturity-associated variation in sport-specific skills of youth soccer players aged 13-15 years. *Journal Of Sports Sciences, 23*(5), 515-522.

- Markwick, W. J., Bird, S. P., Tufano, J. J., Seitz, L. B., & Haff, G. G. (2015). The intraday reliability of the Reactive Strength Index calculated from a drop jump in professional men's basketball. *International Journal Of Sports Physiology And Performance*, *10*(4), 482-488. doi:10.1123/ijsp.2014-0265
- Márquez, G., Morenilla, L., Taube, W., & Fernández-del-Olmo, M. (2014). Effect of surface stiffness on the neural control of stretch-shortening cycle movements. *Acta Physiologica (Oxford, England)*, *212*(3), 214-225. doi:10.1111/apha.12356
- Martinez, D. B. (2016). THE USE OF REACTIVE STRENGTH INDEX, REACTIVE STRENGTH INDEX MODIFIED, AND FLIGHT TIME: CONTRACTION TIME AS MONITORING TOOLS. *Journal Of Australian Strength & Conditioning*, *24*(5), 37-41.
- Mazuquin, B. F., Dela Bela, L. F., Pelegrinelli, A. M., Dias, J. M., Carregaro, R. L., Moura, F. A., & Cardoso, J. R. (2016). Torque-angle-velocity Relationships and Muscle Performance of Professional and Youth Soccer Players. *International Journal Of Sports Medicine*, *37*(12), 992-996.
- McGuigan, M. R., Cormack, S. J., & Gill, N. D. (2013). Strength and Power Profiling of Athletes: Selecting Tests and How to Use the Information for Program Design. *Strength & Conditioning Journal (Lippincott Williams & Wilkins)*, *35*(6), 7.
- McLean, S. G., Borotikar, B., & Lucey, S. M. (2010). Lower limb muscle pre-motor time measures during a choice reaction task associate with knee abduction loads during dynamic single leg landings. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *25*(6), 563-569. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.02.013
- Menzel, H., Chagas, M. H., Szmuchrowski, L. A., Araujo, S. S., de Andrade, A. P., & de Jesus-Moraleida, F. R. (2013). Analysis of lower limb asymmetries by isokinetic and vertical jump tests in soccer players. *Journal Of Strength And Conditioning Research*, *27*(5), 1370-1377. doi:10.1519/JSC.0b013e318265a3c8
- Mickle, K. J., Munro, B. J., & Steele, J. R. (2011). Original research: Gender and age affect balance performance in primary school-aged children. *Journal Of Science And Medicine In Sport*, *14*, 243-248. doi:10.1016/j.jsams.2010.11.002
- Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., & Toh, S. (2004). The Effect of Local and General Fatigue on Knee Proprioception. *Arthroscopy* .

- Journal Of Arthroscopic And Related Surgery*, 20(4), 414-418.  
doi:10.1016/j.arthro.2004.01.007
- Mirwald, R., Baxter-Jones, A., Bailey, D., & Beunen, G. (2002). An assessment of maturity from anthropometric measurements. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 34(4), 689-694.
- Monks, M. R., Compton, C. T., Yetman, J. D., Power, K. E., & Button, D. C. (2017). Original research: Repeated sprint ability but not neuromuscular fatigue is dependent on short versus long duration recovery time between sprints in healthy males. *Journal Of Science And Medicine In Sport*, 20, 600-605.  
doi:10.1016/j.jsams.2016.10.008
- Morin, J. B., Jeannin, T., Chevallier, B., & Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: Correlation with performance and fatigue-induced changes. *International Journal of Sports Medicine*, 27, 158-165.
- Myer, G. D., Brent, J. L., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2011). Real-time assessment and neuromuscular training feedback techniques to prevent ACL injury in female athletes. *Strength And Conditioning Journal*, 33(3), 21-35.
- Noakes, T. D. (2011). Is it Time to Retire the A.V. Hill Model?. *Sports Medicine*, 41(4), 263-277.
- Noakes, T. D. (2012). Fatigue is a brain-derived emotion that regulates the exercise behavior to ensure the protection of whole body homeostasis. *Frontiers in Psychology*, 3:82, 1-13.
- Nugent, E. P., Snodgrass, S. J., & Callister, R. (2015). The effect of velocity and familiarisation on the reproducibility of isokinetic dynamometry. *Isokinetics & Exercise Science*, 23(4), 205-214.
- Ombregt, L. (2013). *A System of Orthopaedic Medicine: Third Edition*. Elsevier Ltd.  
doi:10.1016/C2009-0-49498-4
- Oliver, J. L., De Ste Croix, M. A., Lloyd, R. S., & Williams, C. A. (2014). Altered neuromuscular control of leg stiffness following soccer-specific exercise. *European Journal Of Applied Physiology*, 114(11), 2241-2249.  
doi:10.1007/s00421-014-2949-z
- Oliver, J., & Smith, P. (2010). Neural control of leg stiffness during hopping in boys and men. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 20, 973-979.  
doi:10.1016/j.jelekin.2010.03.011

- Olsen, O., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: A systematic video analysis. *American Journal Of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012. doi:10.1177/0363546503261724
- Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Carcia, C. R., & Granata, K. P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training*, 41(3), 294-304.
- Padua, D. A., Carcia, C. R., Arnold, B. L., & Granata, K. P. (2005). Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping. *Journal Of Motor Behavior*, 37(2), 111-125.
- Pathansat, J., Juta, T., & Chalerm, C. (2017). New Position-Specific Movement Ability Test (PoSMAT) Protocol Suite and Norms for Talent Identification, Selection, and Personalized Training for Soccer Players. *Journal Of Exercise Physiology Online*, 20(1), 59-82.
- Pauček, B., Smékal, D., & Holibka, R. (2014). Poranění předního zkříženého vazů -- diagnostika magnetickou rezonancí, operační, klinické a rehabilitační souvislosti. *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace A Fyzikální Lékarství*, 21(3), 103-112.
- Pellicer-Chenoll, M., Serra-Añó, P., Cabeza-Ruiz, R., Pardo, A., Aranda, R., & González, L. M. (2017). Comparison of conventional hamstring/quadriceps ratio between genders in level-matched soccer players. / Comparación del ratio de fuerza convencional isquiotibial/cuádriceps entre jugadores de fútbol de niveles similares de ambos sexos. *Revista Andaluza De Medicina Del Deporte*, 10(1), 14-18.
- Placheta, Z. (1999). *Zátěžová diagnostika v ambulanci a klinické praxi*. Grada.
- Pravidlová komise FAČR (2011). Pravidla fotbalu platná od 1. 7. 2011. Praha: Olympia.
- Read, P., Oliver, J., Ste Croix, M., Myer, G., & Lloyd, R. (2016). Neuromuscular Risk Factors for Knee and Ankle Ligament Injuries in Male Youth Soccer Players. *Sports Medicine*, 46(8), 1059-1066.
- Requena, B., González-Badillo, J., Saez De Villareal, E., García, I., Erelina, J., Gapeyeva, H., & Pääsuke, M. (2009). Functional performance, maximal strength, and power characteristics in isometric and dynamic actions of lower extremities in soccer players. *Journal Of Strength And Conditioning Research*, 23(5), 1391-1401. doi:10.1519/JSC.0b013e3181a4e88e

- Rey, E., Lago-Peñas, C., & Lago-Ballesteros, J. (2012). Tensiomyography of selected lower-limb muscles in professional soccer players. *Journal Of Electromyography And Kinesiology*, 22, 866-872. doi:10.1016/j.jelekin.2012.06.003
- Robert, B. (2010). Gender influences: the role of leg dominance in ACL injury among soccer players. *British Journal Of Sports Medicine*, 44(10), 694.
- Rodacki, A., Fowler, N., & Bennett, S. (2002). Vertical jump coordination: fatigue effects. / Coordination du saut vertical: effets de la fatigue. *Medicine & Science In Sports & Exercise*, 34(1), 105-116.
- Roig, M., O'Brien, K., Kirk, G., Murray, R., McKinnon, P., Shadgan, B., & Reid, W. (2009). The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *British Journal Of Sports Medicine*, 43(8), 556-568.
- Rossmann, M. J., Venturelli, M., McDaniel, J., Amann, M., & Richardson, R. S. (2012). Muscle mass and peripheral fatigue: a potential role for afferent feedback?. *Acta Physiologica (Oxford, England)*, 206(4), 242-250. doi:10.1111/j.1748-1716.2012.02471.x
- Rosenthal, R. (1994). *Parametric measures of effect size*. In H. Cooper, L. V. Hedges, H. Cooper, L. V. Hedges (Eds.) , *The handbook of research synthesis* (pp. 231-244). New York, NY, US: Russell Sage Foundation.
- Rumpf, M. C., Cronin, J. B., Oliver, J. L., & Hughes, M. G. (2013). Vertical and leg stiffness and stretch-shortening cycle changes across maturation during maximal sprint running. *Human Movement Science*, 32, 668-676. doi:10.1016/j.humov.2013.01.006
- Rupp, T., & Perrey, S. (2008). Prefrontal cortex oxygenation and neuromuscular responses to exhaustive exercise. *European Journal Of Applied Physiology*, 102(2), 153-163.
- Russell, P. J., Croce, R. V., Swartz, E. E., & Decoster, L. C. (2007). Knee-muscle activation during landings: developmental and gender comparisons. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, 39(1), 159-170.
- Santos, A. N., Pavão, S. L., Avila, M. A., Salvini, T. F., & Rocha, N. F. (2013). Reliability of isokinetic evaluation in passive mode for knee flexors and extensors in healthy children. *Brazilian Journal Of Physical Therapy*, 17(2), 112-120. doi:10.1590/S1413-35552012005000074

- Schillings, M. L., Hoefsloot, W., Stegeman, D. F., & Zwarts, M. J. (2003). Relative contributions of central and peripheral factors to fatigue during a maximal sustained effort. *European Journal Of Applied Physiology*, *90*(5-6), 562-568.
- Shei, R., & Mickleborough, T. D. (2013). Relative Contributions of Central and Peripheral Factors in Human Muscle Fatigue during Exercise: A Brief Review. *Journal Of Exercise Physiology Online*, *16*(6), 1-17.
- Shelbourne, K., & Nitz, P. (1991). The O'Donoghue triad revisited. Combined knee injuries involving anterior cruciate and medial collateral ligament tears. *American Journal Of Sports Medicine*, *19*(5), 474-477.
- Shimokochi, Y., & Shultz, S. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal Of Athletic Training*, *43*(4), 396-408.
- Small, K., McNaughton, R., Creig, M., Lohkamp, M., & Lovell, R. (2009). Soccer Fatigue, Sprinting and Hamstring Injury Risk. *International Journal Of Sports Medicine*, *30*(8), 573. doi:10.1055/s-0029-1202822
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010). Original paper: The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk. *Journal Of Science And Medicine In Sport*, *13*, 120-125. doi:10.1016/j.jsams.2008.08.005
- Smith, H. C., Vacek, P., Johnson, R. J., Slauterbeck, J. R., Hashemi, J., Shultz, S., & Beynon, B. D. (2012). Risk factors for anterior cruciate ligament injury: a review of the literature - part 1: neuromuscular and anatomic risk. *Sports Health*, *4*(1), 69-78.
- Steiner, L. A., Harris, B. A., & Krebs, D. E. (1993). Reliability of eccentric isokinetic knee flexion and extension measurements. *Archives Of Physical Medicine And Rehabilitation*, *74*(12), 1327-1335.
- Stone, M., Thomas, K., Wilkinson, M., Jones, A., Gibson, A., & Thompson, K. (2012). Effects of Deception on Exercise Performance: Implications for Determinants of Fatigue in Humans. *Medicine And Science In Sports And Exercise*, *44*(3), 534-541.
- Taube, W., Leukel, C., & Gollhofer, A. (n.d). How Neurons Make Us Jump: The Neural Control of Stretch-Shortening Cycle Movements. *Exercise And Sport Sciences Reviews*, *40*(2), 106-115.

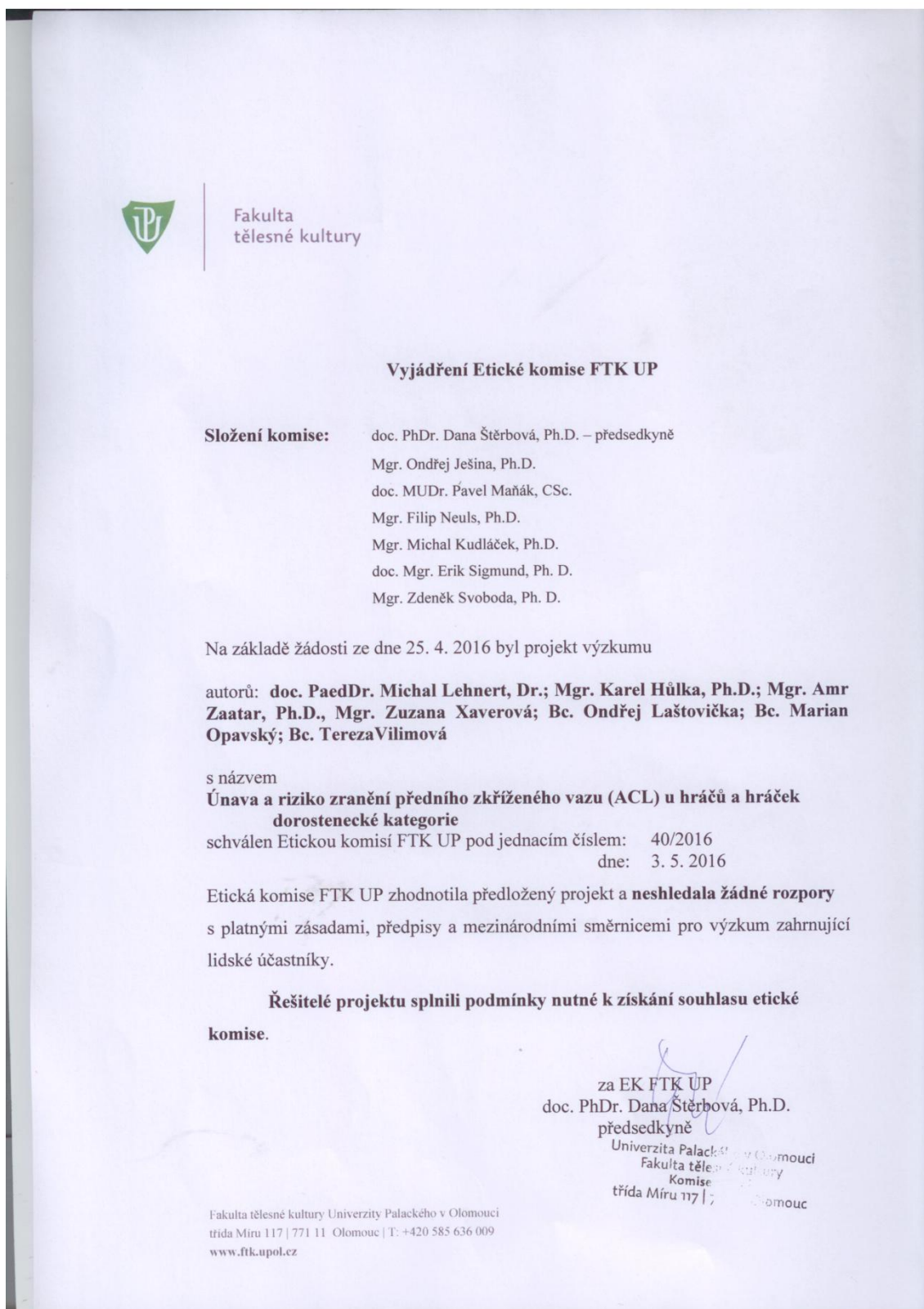
- Taylor, J. L., & Gandevia, S. C. (2008). A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. *Journal Of Applied Physiology*, *104*(2), 542. doi:10.1152/jappphysio!.01053.2007
- Taylor, J. L., Todd, G., & Gandevia, S. C. (2006). Evidence for a supraspinal contribution to human muscle fatigue. *Clinical And Experimental Pharmacology & Physiology*, *33*(4), 400-405.
- Taylor, K., Hopkins, W. G., Chapman, D. W., & Cronin, J. B. (2016). The Influence of Training Phase on Error of Measurement in Jump Performance. *International Journal Of Sports Physiology And Performance*, *11*(2), 235-239. doi:10.1123/ijsp.2015-0115
- Tengman, E., Grip, H., Stensdotter, A., & Häger, C. K. (2015). Anterior cruciate ligament injury about 20 years post-treatment: A kinematic analysis of one-leg hop. *Scandinavian Journal Of Medicine & Science In Sports*, *25*(6), 818-827.
- Uhorchak, J. M., Scoville, C. R., Williams, G. N., Arciero, R. A., St Pierre, P., & Taylor, D. C. (2003). Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament: a prospective four-year evaluation of 859 West Point cadets. *The American Journal Of Sports Medicine*, *31*(6), 831-842.
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (2012). SDRUŽENÉ POHYBY KLOUBŮ DOLNÍ KONČETINY A REVERZE POSUNU KONDYLŮ FEMURU PŘI ZATÍŽENÍ. *Rehabilitation & Physical Medicine / Rehabilitace A Fyzikalni Lekarstvi*, *19*(1), 13-17.
- Walden, M., Krosshaug, T., Bjerneboe, J., Andersen, T., Faul, O., & Hagglund, M. (2017). Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *British Journal Of Sports Medicine*, *49*(22), 2-6.
- 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*, 2-6. doi:10.1053/j.otsm.2015.09.001
- Weinhandl, J. T., Earl-Boehm, J. E., Ebersole, K. T., Huddleston, W. E., Armstrong, B. S., & O'Connor, K. M. (2013). Anticipatory effects on anterior cruciate ligament loading during sidestep cutting. *Clinical Biomechanics*, *28*, 655-663. doi:10.1016/j.clinbiomech.2013.06.001



- Williams, G., Chmielewski, T., Rudolph, K., Buchanan, T., & Snyder-Mackler, L. (2013). Dynamic knee stability: Current theory and implications for clinicians and scientists. *Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(10), 546-566.
- Wright, J., Ball, N., & Wood, L. (2009). Fatigue H/Q ratios and muscle coactivation in recreational football players. *Isokinetics and Exercise Science*, 17(3), 161-167.
- Young, W. (1995). Laboratory strength assessment of athletes. *New Studies in Athletics*, 10, 88-96.
- 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. *American Journal Of Sports Medicine*, 37(10), 1967. doi:10.1177/03635465093335000

# 11 PŘÍLOHY

## Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP



**Příloha 2.** Optojump™ next



**Příloha 3.** Testování na přístroji IsoMed 2000

