

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV SPECIFICKÉHO ÚNAVOVÉHO PROTOKOLU  
NA KONVENČNÍ A FUNKČNÍ POMĚRY SÍLY FLEXORŮ A EXTENZORŮ  
KOLENNÍHO KLOUBU U MLADÝCH FOTBALISTŮ

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Ondřej Laštovička, Fyzioterapie

Vedoucí práce: Doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr.

Olomouc 2015

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Ondřej Laštovička

**Název diplomové práce:** Vliv specifického únavového protokolu na konvenční a funkční poměry síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu u mladých fotbalistů

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie, FTK UP Olomouc

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

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2015

**Abstrakt:**

Práce je zaměřena na problematiku prevence vzniku nekontaktních poranění předního křížového vazy mladých fotbalistů (věk:  $14,44 \pm 0,51$  let) následkem únavy. Cílem práce bylo posoudit vliv specifického únavového protokolu na konvenční a funkční H/Q poměry fotbalistů ve věku 13 až 15 let stanovené při izokinetickém testování ve vybraných úhlových rychlostech.

Celkem 18 probandů bylo měřeno v úhlových rychlostech 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s a v úhlových intervalech 11–20 °, 21–30 ° a 11–90 ° flexe kolenního kloubu. To vše vždy před a po absolvování specifického únavového protokolu. K měření bylo využito dynamometru IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany).

Výsledky ukázaly na signifikantní pokles ( $p = 0,035$ )  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru v celém rozsahu flexe (11–90 °) kolenního kloubu při rychlosti 120 °/s. Ostatní změny nebyly statisticky významné.

Z hlediska námi sledovaných parametrů tedy absolvování únavového protokolu SAFT<sup>90</sup> u našeho výzkumného souboru nezvyšuje riziko poranění LCA.

**Klíčová slova:** izokinetika, dynamometrie, H/Q poměr, SAFT<sup>90</sup>

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Bc. Ondřej Laštovička

**Title of the master thesis:** The Effect of a Specific Fatigue Protocol on Conventional and Functional Strength Ratio of Flexors and Extensors of Young Footballers' Knee Joints

**Department:** The Department of Physiotherapy, FTK UP Olomouc

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

**The year of presentation:** 2015

**Abstract:**

This diploma thesis deals with the issues of prevention of noncontact injuries of anterior cruciate ligament of young footballers (age  $14,44 \pm 0,51$  let) due to exhaustion. The aim of this thesis was to assess the effect of special fatigue protocol SAFT<sup>90</sup> on conventional and functional strength ratio of flexors and extensors of a knee joint during the isokinetics testing in selected angular velocities.

There were 18 people tested in total. They were measured in the following angular velocities: 60 °/s, 120 °/s and 180 °/s and in the angle intervals 11–20 °, 21–30 ° and 11–90 ° of the knee joint flexion. It was always measured before and after the football players have completed specific fatigue protocol. IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany) was used during our examination.

Results have shown significant decrease ( $p = 0,035$ )  $H_{ecc}/Q_{con}$  of ratio in whole range of the knee joint flexion (11–90 °) at a velocity of 120 °/s. Other changes were not that significant for our statistics.

Considering the parameters we were testing – completion of the fatigue protocol SAFT<sup>90</sup> does not increase the danger of possible LCA injuries.

**Key words:** isokinetics, dynamometry, H/Q ratio, SAFT<sup>90</sup>

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

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

V Olomouci dne 27. dubna 2015

.....

Děkuji Doc. PaedDr. Michalu Lehnertovi, Dr. za vstřícnost a pomoc při zpracování diplomové práce. Děkuji také RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování dat a dále celému kolektivu, který se podílel na realizaci měření. V neposlední řadě pak chci poděkovat svým rodičům za podporu v průběhu celého studia.

## OBSAH

1 ÚVOD .....	9
2 PŘEHLED SOUČASNÝCH POZNATKŮ .....	10
2.1 NEJČASTĚJŠÍ ZRANĚNÍ FOTBALISTŮ .....	10
2.2 NEKONTAKTNÍ PORANĚNÍ LCA .....	12
2.2.1 Anatomie a kineziologie struktur s bezprostředním vztahem ke kolennímu kloubu a jeho stabilitě .....	13
2.2.2 Neuromuskulární kontrola stability kolenního kloubu .....	16
2.2.3 Únava .....	17
2.2.4 Mechanismus nekontaktních poranění LCA .....	21
2.2.5 Predispoziční faktory poranění LCA .....	22
2.3 IZOKINETICKÁ DYNAMOMETRIE .....	24
2.3.1 Vliv únavy na H/Q poměry .....	26
3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....	27
3.1 CÍLE .....	27
3.2 DÍLČÍ CÍLE .....	27
3.3 VÝZKUMNÉ OTÁZKY .....	27
4 METODIKA .....	28
4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU .....	28
4.2 POSTUP MĚŘENÍ .....	29
4.2.1 Měření svalové tuhosti a indexu reaktivní síly .....	29
4.2.2 Izokinetické testování a EMG .....	30
4.2.3 Únavový protokol .....	31
4.3 VÝPOČET H/Q POMĚRŮ A STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT .....	33

5 VÝSLEDKY .....	34
6 DISKUZE.....	42
7 ZÁVĚRY.....	47
8 SOUHRN .....	48
9 SUMMARY .....	49
10 REFERENČNÍ SEZNAM.....	50
11 PŘÍLOHY.....	55

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

BMI = body mass index

CNS = centrální nervová soustava

EMG = elektromyografie

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

$H_{con}/Q_{con}$  = konvenční H/Q poměr

$H_{ecc}/Q_{con}$ ,  $H_{con}/Q_{ecc}$  = funkční H/Q poměry

LCA, ACL = přední křížový (zkřížený) vaz

LCP = zadní křížový (zkřížený) vaz

lig., ligg. = ligamentum, ligamenta

m., mm. = musculus, muscoli

PT = „peak torque“



## 1 ÚVOD

Díky rostoucímu počtu studií mapujících incidenci jednotlivých poranění sportovců se zdá, že stejně jako pro daný sport, jsou některé konkrétní typy poranění typické také pro určitou věkovou kategorii nebo jsou v ní přinejmenším častější.

Zvláštní skupinu tvoří tzv. nekontaktní poranění, tj. poranění bez přímého působení vnější síly. Nekontaktní poranění předního křížového vazů pak patří z hlediska závažnosti, délky rekonvalescence, predispozice k opětovnému poranění a rizika dalších obtíží k nejzávažnějším z nich.

Dostupné statistiky přitom ukazují, že k většímu počtu zranění dochází obecně ke konci utkání, resp. poločasu. Předpokládá se zde významný vliv faktoru únavy na neuromuskulární kontrolu stability kloubů, kdy jsou kladeny větší nároky na tzv. pasivní stabilizátory, tedy na ligamenta.

Z řady studií vyplývá, že poměr nekontaktních poranění předního křížového vazů k celkovému počtu zranění může být v případě sportů jako je např. fotbal, výrazně vyšší u dívek. Několikanásobně větší počet fotbalistů mužského pohlaví však jistě staví problematiku nekontaktních poranění LCA hochů v závažnosti na stejnou úroveň.

Izokinetická dynamometrie je pak obecně uznávanou diagnostickou (a terapeutickou) metodou, díky níž je možno identifikovat zraněním potenciálně ohrožené jedince. Úpravou tréninkového plánu či zařazením specifického cvičení na tomto přístroji pak lze snížit riziko jejich poranění.

## 2 PŘEHLED SOUČASNÝCH POZNATKŮ

Fotbal není třeba sáhodlouze představovat. V současné podobě vznikl v Anglii před více než 150 lety a od té doby prodělal obrovský vývoj. Dnes je fotbal s počtem přesahujícím 265 mil. aktivních fotbalistů a fotbalistek (FIFA, n. d.) fenoménem, který nemá ve sportovním světě obdoby. S vysokým počtem hráčů jde ale ruku v ruce i vysoký počet jejich poranění.

### 2.1 NEJČASTĚJŠÍ ZRANĚNÍ FOTBALISTŮ

Ačkoliv se jednotlivé studie v přesném čísle rozcházejí, Hägglund, Waldén a Ekstrand (2009) rešerší literatury zjistili u profesionálních týmů interval incidence 1,8–11,8 poranění/1000 hodin tréninku, resp. 11,3–35,3 poranění/1000 hod. zápasu u mužů a 1,2–7/1000 hod., resp. 12,6–24/1000 hod. u žen (podobně také Hawkins & Fuller, 1999; Ekstrand, Hägglund, & Waldén, 2009 a další).

Např. Rumpf a Cronin (2012) pak podávají souhrnný přehled o mládežnických kategoriích (Tabulka 1):

**Tabulka 1.** Incidence poranění v přepočtu na 1000 hodin aktivit ( $\pm$  SD) ve vztahu k celkovým, tréninkovým a zápasovým hodnotám a s ohledem na věk skupin (Rumpf & Cronin, 2012, upraveno)

	9–12 let	13–15 let	16–18 let
Celkem	8,01 $\pm$ 3,3	65,83 $\pm$ 2,40	8,44 $\pm$ 5,23
Trénink	–	5,53 $\pm$ 3,40	8,75 $\pm$ 6,03
Zápas	–	18,46 $\pm$ 17,63	32,44 $\pm$ 19,62

K uvedeným datům navíc dodávají zobecněné závěry analyzovaných studií, že:

- a) z hlediska poranění je utkání mnohem rizikovější než trénink,
- b) amatérští hráči jsou náchylnější k poranění více než profesionálové,

- c) delší předsezónní příprava a kvalitnější trénink a „warm-up“ jsou spojeny s nižším výskytem poranění,
- d) obránci a záložníci bývají častěji zranění než útočníci či brankáři,
- e) předčasné/opožděné dospívání není signifikantním faktorem,
- f) že dívky vykazují až dvojnásobně vyšší riziko poranění než chlapci (viz také De Ste Croix, n. d.).

Uvedené statistiky většinou nezohledňují mechanismus vzniku poranění, přesto je pozoruhodná incidence poranění ve věkové kategorii 13–15 let.

## 2.2 NEKONTAKTNÍ PORANĚNÍ LCA

Nekontaktní poranění vznikají bez přímého působení vnější síly a dle Hawkinse a Fullera (1999) tvoří až 59 % všech poranění a dokonce až 65 % tréninkových poranění nezletilých fotbalistů (ženy a dívky nebyly zahrnuty).

Samotná poranění LCA tvoří pouhá asi 1,3 % všech poranění u mužů a 3,7 % u žen (Hootman, Dick, & Agel, 2007). Jedná se o nejčastěji postižené ligamentum kolenního kloubu (Neumann, 2002) a z hlediska závažnosti, délky rekonvalescence, predispozice k opětovnému poranění a rizika dalších obtíží patří k těm nejzávažnějším poraněním vůbec. V 70–84 % případů se přitom jedná právě o nekontaktní poranění (Alentorn-Geli et al., 2009; Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Boden, Sheehan, Torg, & Hewett, 2010).

Studii zabývajících se incidencí poranění LCA, popř. incidencí konkrétně nekontaktních poranění LCA, mladých a dospívajících není mnoho. V jedné z mála studií zjistili Shea, Pfeiffer, Wang, Curtin, a Apel (2004) analýzou dat pojišťovny miliónu fotbalistů a fotbalistek nárůst rizika poranění LCA mezi 13.–18. rokem života.

## 2.2.1 Anatomie a kineziologie struktur s bezprostředním vztahem ke kolennímu kloubu a jeho stabilitě

Kolenní kloub je největším a pravděpodobně také nejsložitějším kloubem lidského těla a to i přesto, že velmi zjednodušeně ho lze chápat jako kloub s pouhým jedním stupněm volnosti (Kapandji, 1987). Má zásadní význam pro energetickou ekonomizaci lokomoce (Dylevský, 2009) a jako u všech kloubů je jeho funkce kompromisem mezi maximální možnou stabilitou a mobilitou (Kapandji, 1987).

### Artikulující kosti a jejich spojení

Kolenní kloub je kloubem složeným (Čihák, 2011). Základem je spojení tibie a femuru, jehož kondyly jsou složitě zakřiveny a navíc i rozdílně orientovány. Zatímco menší vnější kondyl stojí téměř sagitálně a vyčnívá více dopředu, vnitřní se k němu svým předním okrajem stáčí a přibližuje (Dylevský, 2009).

Kontaktní plocha holenní kosti (tibiální plató) je takřka plochá. Proto jsou mezi obě kosti vloženy menisky vyrovnávající inkongruence a umožňující tak lepší rozložení axiálního tlaku v kloubu. Na průřezu mají klínovitý tvar a po obvodu jsou fixovány ke kloubnímu pouzdru. Při pohybu se posunují ze základní polohy nazad a zpět, přičemž mění svůj tvar, resp. svoje zakřivení (Dungl, 2005). Ve skutečnosti je ale mediální kondyl tibie spíše bikonkávní, zatímco laterální kondyl tibiálního plató je konkávní ve frontální a konvexní v sagitální rovině (*sic*). Celé plató je navíc orientováno o 5–6° „retroverzně“ (v) a díky zakřivení diafýzy (F) i posunuto posteriorně (T), jak je vidět na Obrázku 1 (Kapandji, 1987).



**Obrázek 1.** Zakřivení tibie v sagitální rovině (Kapandji, 1987, upraveno).

Femoropatelární kloub má sedlovitý tvar. Kloubní plocha česky je rozdělena vertikálně probíhající cristou na dvě fasety a naléhá na facies patellaris femuru. Na funkci kloubu a stabilitu patelly má bezprostřední vliv extenzní svalový aparát (Dylevský, 2009) včetně tzv. Q-úhlu, který svírá osa tahu m. quadriceps femoris s osou lig. patellae (Čihák, 2011).

### **Vazivový aparát**

Díky členitosti kloubního pouzdra není jeho stabilizační funkce taková jako např. v případě kyčelního kloubu. Zásadní roli zde proto má zesilující vazivový aparát (Véle, 2006) tvořený 3 skupinami vazů kloubního pouzdra a nitrokloubními vazy, z nichž nejvýznamnější jsou vazy zkřížené (Čihák, 2011).

Vpředu probíhá lig. proprium patellae a jeho postranní retinacula zabraňující stranovému vybočení patelly. Na stranách se nacházejí kolaterální vazy zajišťující stabilitu hlavně v extenzi a při pohybu do částečné flexe, popř. zevní rotace (v případě laterálního lig.). Vzadu probíhají lig. popliteum arcuatum a především pak lig. popliteum obliquum jako část šlachy m. semimembranosus (Čihák, 2011).

Zkřížené vazy zajišťují pevnost kolene hlavně při koordinaci klouzavého a valivého pohybu kondylů femuru během flexe (Kapandji, 1987) a omezují rotace, především tu vnitřní. Současně také brání přílišnému ventro-dorzálnímu posunu tibie vůči femuru. Role při torzní stabilitě, zajišťované ve spolupráci s postranními vazy, je ale klíčová (Dylevský, 2009).

LCA je přitom asi o 1/3 slabší než LCP (Dylevský, 2009). Podle Kapandji (1987) má 3 části (anteromediální, intermediální a posterolaterální) a jejich délka i směr průběhu se různí. Stabilitu tak zajišťuje v různých pozicích primárně vždy jiná část vazy. Starman, Ferretti, Järvelä, Buoncristiani a Fu (2008) zmiňují pouze anteromediální a posterolaterální svazek a upozorňují na jejich anatomické křížení. Díky němu mají při plné extenzi obě části spíše paralelní průběh, a naopak během ohnutí se kříží a navíjejí na sebe. Tím se zvyšuje napětí anteromediální části, zatímco posterolaterální postupně relaxuje. Anteromediální svazek tedy omezuje hlavně dopředný translační pohyb tibie vůči femuru, přičemž posterolaterální spíše rotace obou kostí vůči sobě, nejvíce v pozicích blízkých plné extenzi kolene (Petersen & Zantop, 2007).

## Dynamické stabilizátory

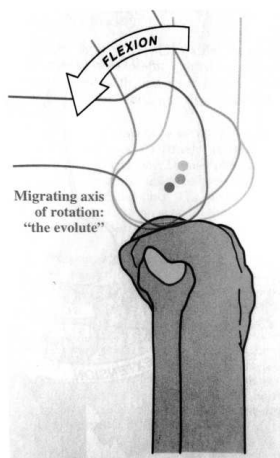
Vývojovým přechodem na vzpřímenou chůzi se koleno dostalo mezi dvě dlouhé „páky“ a měkké tkáně tak musejí odolávat působení extrémních momentů sil. Navíc se mnohonásobně zvýšila složitost neuromuskulárních mechanismů (Mayer & Smékal, 2004), které na principech „feedforward“ a „feedback“ zajišťují funkční stabilitu kloubu (Riemann & Lephart, 2002).

Zepředu je významná funkce mediálního a laterálního vazu. Z vnitřní strany je důležitým stabilizátorem především m. semimembranosus a svaly upínající se do pes anserinus. Zevní prostor je analogicky stabilizován iliotibiálním traktem, m. biceps femoris a šlachou m. popliteus (Blackburn & Craig, 1980). Kapandji (1987) pak připomíná ještě význam mm. gastrocnemii na zadní straně kloubu.

## Pohyby v kolenním kloubu

Jak již bylo řečeno, chápat koleno jako kloub s pouhým jedním stupněm volnosti by bylo značně zjednodušené. Flexe a extenze jsou sice základními a co do rozsahu i nejvýraznějšími pohyby, současně s nimi ale v kloubu probíhá i vnitřní a zevní rotace. V semiflexi, po tzv. "odemčení", je pak možná i pasivní abdukce (valgotizace) a addukce (varotizace) bérce, případně další pohyby v rámci tzv. „joint play“ (Kapandji, 1987).

Pohyby v sagitální rovině navíc provází ještě posuvný a valivý pohyb kondylů femuru, díky nimž se pohybuje i osa rotace (Obrázek 2). Důsledkem je měnící se moment síly a kolísání naměřených hodnot síly flexorů i extenzorů v průběhu pohybu (Neumann, 2002).



**Obrázek 2.** Pohyb osy rotace při flexi v kolenním kloubu (Neumann, 2002, upraveno).

### 2.2.2 Neuromuskulární kontrola stability kolenního kloubu

Neuromuskulární kontrola motoriky je komplikovaný proces odehrávající se na všech úrovních CNS. Dřívější teorie řízení motoriky včetně tzv. teorie reflexů či hierarchického modelu řízení pohybu jsou postupně zdokonalovány a nahrazovány teoriemi novými. Patří sem např. teorie centrálních pohybových vzorů, systémový model řízení motoriky apod. Dnes již víme, že „pohyb“ není výhradně pouze výsledkem specifických motorických programů či stereotypních reflexů, ale dynamickou interakcí mezi percepčními, kognitivními a „akčními“ systémy (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). I tak ale platí, že základní funkční jednotkou pohybu je reflexní oblouk, který je dále modifikován řídicími centry stejně jako např. v případě svalového tonu.

Svalový tonus je předpokladem neuromuskulární stability, stejně jako pohybu. V nejširším slova smyslu se jedná o každé napětí svalu, které není vyvolané volní aktivitou. V zásadě rozlišujeme 2 typy (složky) svalového tonu (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005):

1) Klidový svalový tonus má podklad v elastických svalových strukturách. Představuje příznivou výchozí polohu svalu pro kontrakci, existuje bez energetických nároků, nepodléhá únavě a nevykazuje činnostní potenciály (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005).

2) Reflexní tonus má pak charakter slabé izometrické kontrakce řízené ze svalových vřetének. Je tedy závislý na protažení svalu a  $\gamma$ -inervaci samotných intrafuzálních vláken. Gama-systém ( $\gamma$ -systém) totiž „přednastavuje“ jejich předpětí a tím i jejich dráždivost. Je aktivován retikulární formací, jejímž prostřednictvím se však uplatňují i regulační vlivy mozečku, bazálních ganglií a mozkové kůry (Trojan, Druga, Pfeiffer, & Votava, 2005).

Vlastní svalová aktivita má charakter izometrické či dynamické (izotonické) kontrakce (Bernaciková, Kalichová, & Beránková, n. d.). Aby mohla být realizována, musí dokonale fungovat souhra mezi svalovými skupinami agonistů a antagonistů. Podkladem této reciproční inervace je divergence aferentních drah svalových vřetének, jejichž část pak přes inhibiční interneurony tlumí aktivitu antagonistů. Stabilizace aktivity motoneuronů je prováděna prostřednictvím Renshawových buněk tzv. negativní zpětnovazebnou kontrolou (Langmeier et al., 2009).

Další mechanismy kontroly nebudou pro přehlednost textu uváděny. Je však namístě zmínit, že „koleno“ má poměrně malou kortikální senzomotorickou reprezentaci. Je tedy hůře „uvědomováno“ a snadněji se vytrácí z vědomého tělového a pohybového schématu. Tím spíš, jsou-li jakkoliv porušeny měkké tkáně kloubu a tím i jejich propioceptivní funkce (Mayer



& Smékal, 2004). Každé takové poškození se pak zákonitě více či méně ukáže na výsledném motorickém projevu.

Včasná a koordinovaná aktivita všech flexorů kolenního kloubu působících proti vektoru destabilizující složky síly m. quadriceps je přitom zásadní. Vzhledem k jeho velikosti a směru zejména v prvních stupních flexe a s maximem přibližně v 15 ° (Starman, Ferretti, Järvelä, Buoncristiani, & Fu, 2008). Adekvátní aktivita flexorů navíc také může napomáhat vyvážené kokontrakci extenzorů kolenního kloubu. Následné přiblížení kloubních ploch pak přispívá ke stabilitě vůči valgózně/varózně působícím silám (Myer, Ford, Barber Foss, Liu, Nick, & Hewett, 2009). Únava je tak nejspíše jedním z hlavních faktorů, které mohou tuto koaktivitu narušit. To naznačuje řada studií, které udávají vyšší výskyt zranění v druhé polovině zápasu, popř. na konci prvního poločasu (Ekstrand, Hägglund, & Waldén, 2009; Hawkins & Fuller, 1999 a další).

### **2.2.3 Únava**

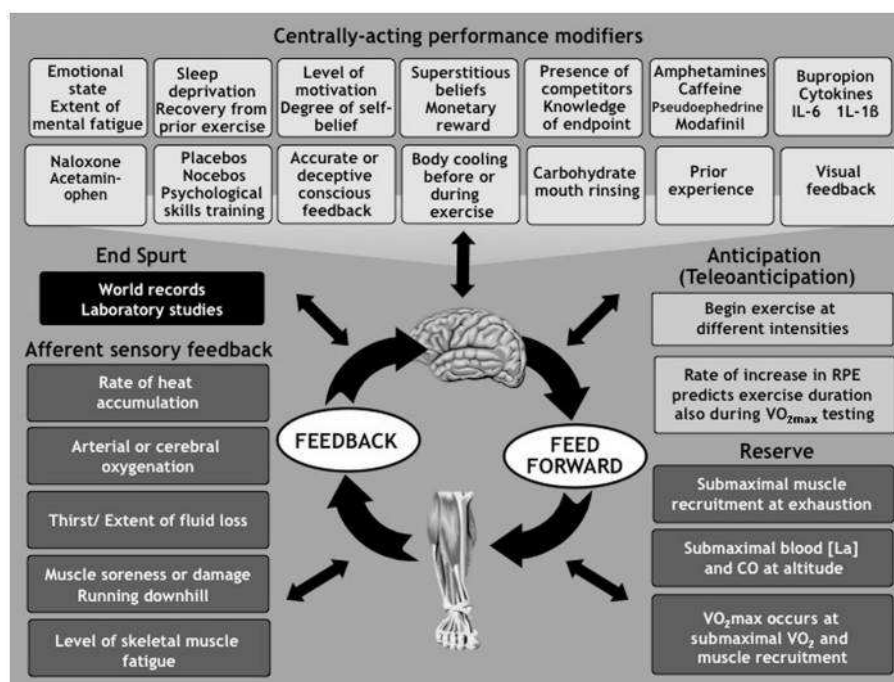
U člověka rozeznáváme dvě základní příčiny vzniku únavy. Jedná se buď o únavu vznikající při svalové činnosti anebo jde o únavu „mentální“, eventuálně se jedná o kombinaci obou. (Máček & Radvanský, 2011; Scherrer, 1995). V souvislosti se sportovním výkonem je ale v naprosté většině případů zkoumána únava při svalové práci.

#### **Únava při svalové práci**

Stejně jako v případě řízení motoriky, existuje také několik teorií popisujících příčiny vzniku tohoto druhu únavy. Jeden ze směrů hledá příčiny primárně v poruchách řízení a kontroly pohybu. Další v poruchách samotných svalových vláken a jejich řídicích motoneuronů, popř. v samotném aktinomyosinovém komplexu. Zvláštní podkapitulu pak tvoří některé speciální stavy jako např. centrální únava. Jedná se o takovou formu únavy, kdy jsou ovlivňovány funkce CNS „zodpovědné“ za náladu, vnímání úsilí, pocitování bolesti či celkového dyskomfortu. „Centrální faktory“ se však uplatňují jen za zvláštních okolností, především při dlouhodobých intenzivních zátěžích. Není je tedy možné srovnávat s mechanismy „periferními“ (Máček & Radvanský, 2011).

Tzv. model centrálního regulátora („The central governor model“) říká, že hlavní úlohu při vzniku únavy hraje mozek. Ten podle něj reguluje výkon nepřetržitou změnou počtu

zapojených motorických jednotek v reakci na vědomé a podvědomé faktory přítomné před a během výkonu (Obrázek 3). Cílem této kontroly je zajistit organismu rezervu, která umožní dokončení aktivity ještě před "selháním" homeostázy, tedy v rámci fyziologické kapacity jedince. Používá k tomu nepříjemné, ale iluzorní (*sic*) pocity únavy. Model proto předpokládá, že nejlepších výkonů dosahují ti, kteří nejlépe ovládají tyto pocity během tréninku a samotného soutěžního výkonu (Noakes, 2012).



**Obrázek 3.** The central governor model (Noakes, 2012, 5).

Latash (1998) pak popisuje různé neuromuskulární mechanismy únavy. Zařazuje sem pokles rychlosti vedení akčního potenciálu vedoucí k snížení jeho amplitudy a naopak zvýšení jeho délky. S tím je podle něj spojena změna excitačního prahu a až trojnásobné zpomalení relaxační fáze. Na úrovni míchy pak popisuje pokles excitability  $\alpha$ -motoneuronů, frekvence „firingu“ jednotlivých motorických jednotek a změny v aplikaci Hennemanova pravidla o jejich postupném náboru. Výrazněji lze navíc tyto jevy pozorovat u svalů s velkými motorickými jednotkami a vyšším zastoupením rychlých svalových vláken.

Novější výzkumy však ukazují, že nástup únavy při většině běžných zátěží zřejmě není vázán na změny řízení (*sic*). Do popředí se tak dostávají teorie připisující vznik únavy spíše vyčerpání energetických zdrojů (Máček & Radvanský, 2011; Scherrer, 1995).

Podstatou těchto hypotéz je:

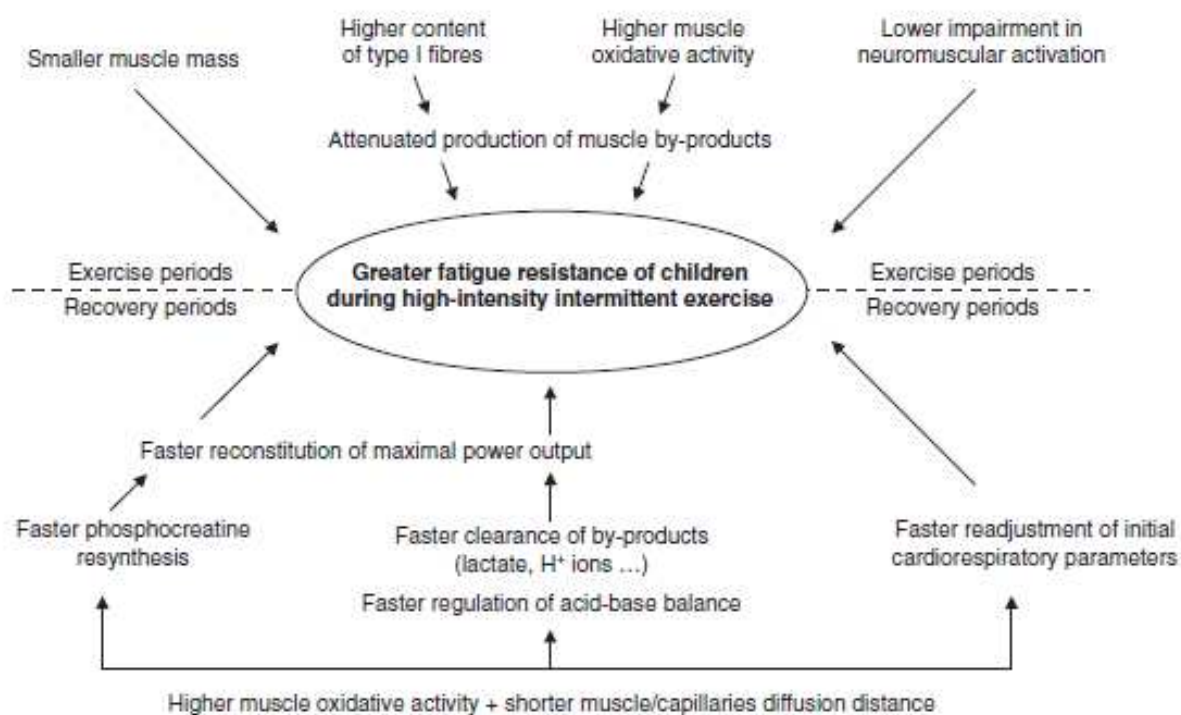
- a) neadekvátní přísun energetických zdrojů nutných k provedení svalové kontrakce,
- b) deficit kyslíku jako podmínky spalování,
- c) snížení kapacity svalu využívat tyto látky (Máček & Radvanský, 2011).

Na úrovni buněk je podle Havlíčkové (2003) příčinou únavy porucha resyntézy makroergních fosfátů a kumulace metabolitů. Následkem jsou změny fyzikálně-chemické povahy jako pokles pH, zvýšení osmotického tlaku, viskozity a teploty, pokles parciálního tlaku kyslíku či naopak zvýšení parciálního tlaku oxidu uhličitého. To má za následek poruchu regulačních systémů v organismu, kdy dochází k nerovnováze excitačně-inhibičních vlivů CNS.

Celkově se zdá, že periferní a centrální mechanismy únavy nelze oddělit. Bez ohledu na mechanismus vzniku je ale zřejmé, že únava může být jedním z hlavních predispozičních faktorů poranění. Cíleným tréninkem však lze dosáhnout pozitivních adaptačních změn. Ty pak vedou k zmírnění či oddálení nežádoucích vlivů únavy na koordinaci a volní aktivaci pohybu.

### **Rozdíly v nástupu únavy u dětí a adolescentů**

Děti jsou schopné odolávat únavě a udržovat výkon při maximálních izometrických kontrakcích i dynamických cvičeních o vysokých intenzitách lépe než dospělí. Lze to vysvětlit rozdílnými charakteristikami svalů, které jsou u dětí kvantitativně i kvalitativně odlišné. Děti mají méně svalové hmoty než dospělí a proto i nižší absolutní sílu při cvičení. Některé práce dokonce popisují horší schopnost dětí aktivovat rychlá svalová vlákna. Celkově pak faktory jako rychlejší resyntéza kreatinfosfátu, větší aerobní kapacita, lepší regulace pH, rychlejší reakce kardiovaskulárního systému a rychlejší odstranění metabolitů (Obrázek 4) mohou vysvětlovat i schopnost rychlejšího zotavení po zátěži (Ratel, Duché, & Williams, 2006).

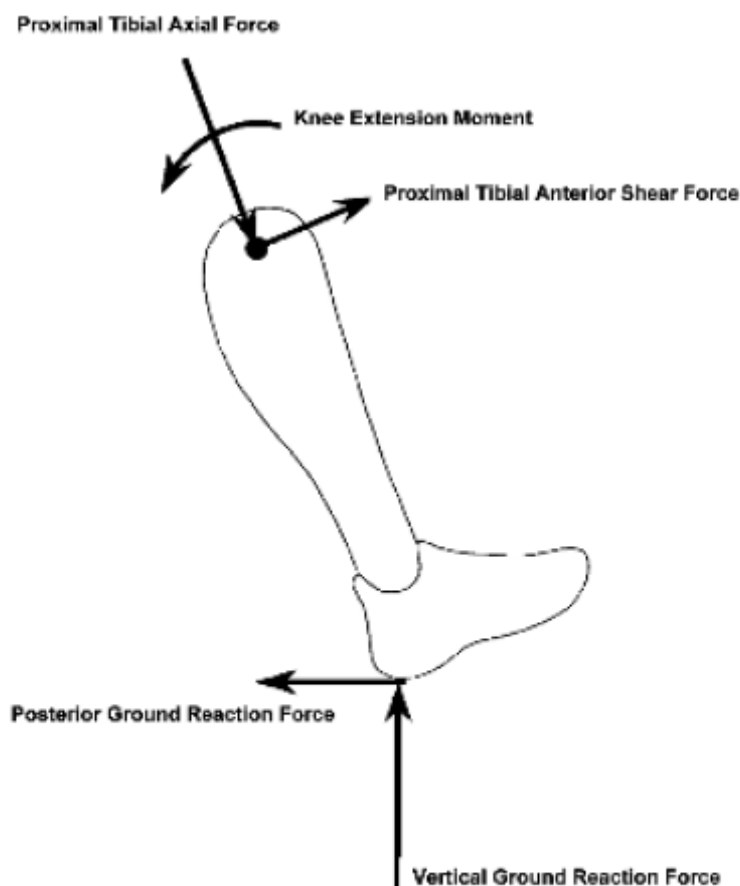


**Obrázek 4.** Schematické zobrazení mechanismů vysvětlujících větší odolnost dětí vůči únavě při cvičeních o vysokých intenzitách (Ratel, Duché, & Williams, 2006, 1059).

## 2.2.4 Mechanismus nekontaktních poranění LCA

Mechanicky vzniká poranění LCA při nadměrném tahovém zatížení vazy. Nekontaktní poranění LCA pak vzniká v případech, kdy hráč takovou sílu či moment síly vygeneruje sám (Garrett & Yu, 2008).

Jak již bylo naznačeno výše, zdá se, že největší potenciaální podíl na zatížení LCA má dopředný pohyb tibie vůči femuru. Sdružené valgózní/varózní a vnitřně rotační pohyby pak mohou toto zatížení jen dále výrazně akcentovat, samy o sobě však nejspíše nejsou rizikem pro izolované postižení LCA (Garrett & Yu, 2008). Vše navíc ovlivňuje rychlost pohybu, se kterou roste i velikost reakční síly (Kirtley, 2006). Větší posteriorní reakční síla při kontaktu chodidla s podložkou při doskoku totiž automaticky vytváří větší flekční moment v kolenním kloubu, který vyžaduje větší zapojení m. quadriceps (Obrázek 5). Díky jeho aktivitě pak Yu, Chappell a Garrett (2006) předpokládají v konečném důsledku i větší zatížení LCA.



**Obrázek 5.** Schéma sil působících na dolní končetinu při doskoku (Yu, Chappell, & Garrett, 2006, 313)

Důležitost úhlu pro riziko poranění LCA již byla naznačena. Většina autorů se totiž shoduje na tom, že k největšímu počtu zranění dochází v úhlech blízkých extenzi kolenního kloubu, popř. přímo v jeho hyperextenzi (Shimokochi & Shultz, 2008 a další).

### **2.2.5 Predispoziční faktory poranění LCA**

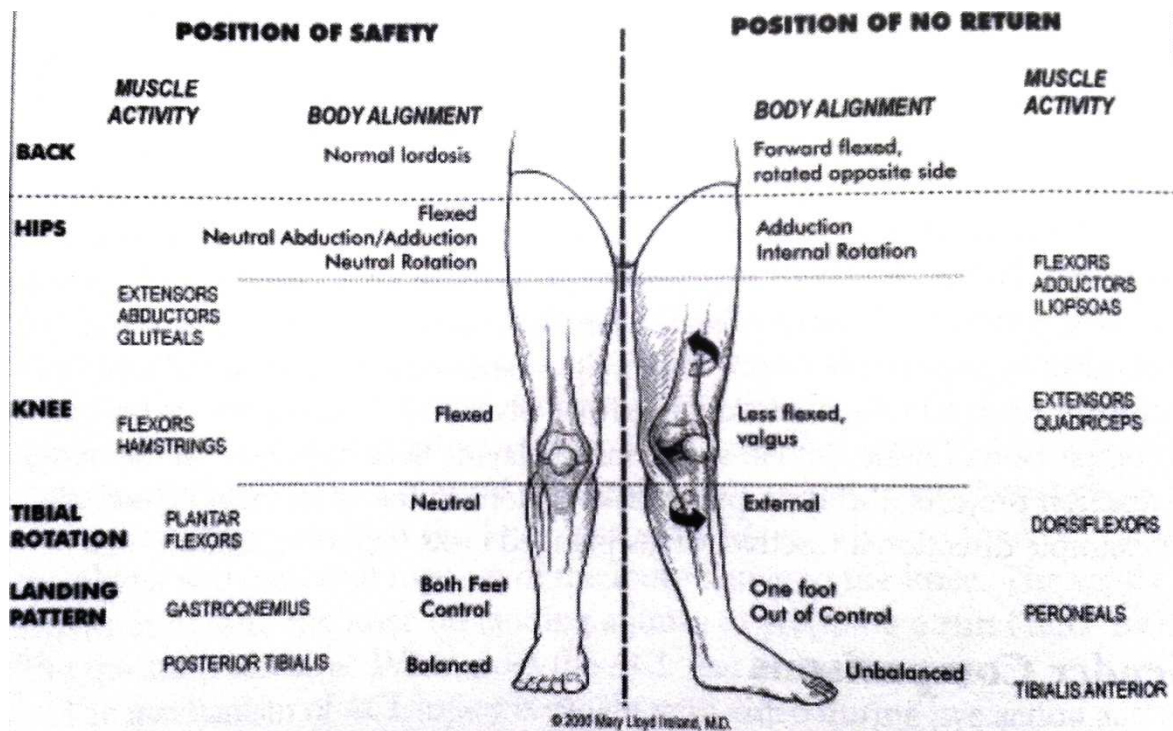
Podle poznatků z posledních let lze rizikové faktory poranění LCA rozdělit na externí, anatomické, hormonální, neuromuskulární a genetické (Griffin & Kercher, 2008).

U nekontaktních poranění LCA jsou z hlediska externích faktorů zásadní ty, které ovlivňují vznik a velikost třecí síly (Griffin & Kercher, 2008), resp. posteriorní reakční síly podložky (viz výše). Řada studií totiž potvrzuje větší incidenci nekontaktních poranění LCA na umělých a suchých površích, popř. u obuvi s výraznějšími frikčními vlastnostmi (Griffin & Kercher, 2008).

Diskrepance počtu zranění u obou pohlaví vede také odborníky k debatě nad vlivy většího Q-úhlu, zvýšené laxicity vaziva či výraznější pronace v subtalárním kloubu na vznik poranění (Griffin & Kercher, 2008). Jedná se o parametry, které vyznívají většinou v neprospěch ženské populace. I u mužů však může z různých příčin docházet k valgizaci kolenních kloubů a/nebo hyperpronaci subtalárního kloubu. Výsledné biomechanické konflikty pak mohou být dalším z rizikových faktorů nejrůznějších poranění.

Význam neuromotorických faktorů vynikne nejlépe při srovnání mužského a ženského kolene. Přestože se jedná o statistické porovnání, ukazuje se, že „rizikové“ mužské koleno se funkčně podobá tomu ženskému. To „spoléhá“ především na ligamenta, má tendenci k hyperextenzi a reakční a preaktivační časy dynamických stabilizátorů jsou výrazně pomalejší, než v případě „zdravých“ mužů (Mayer & Smékal, 2004).

Z hlediska mechanismů provedení rizikových manévrů (doskok, náhlá změna směru pohybu,...) vykazují ženy statisticky menší flexi v kolenním i kyčelním kloubu a naopak výraznější valgizaci kolene. Ta je pak spojena s větší vnitřní rotací kyčle a současnou zevní rotací tibie (Huston, 2007). "Bezpečná" a "riziková" pozice při doskoku jsou naznačeny na Obrázku 6.



Obrázek 6. Bezpečná a riziková („position of no return“) pozice při doskoku (Ireland, 2007, 166)

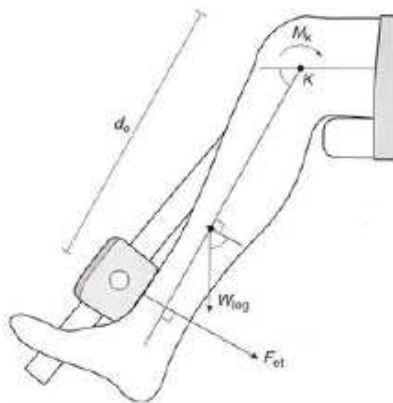
Flynn, Pedersen, Birmingham, Kirkley, Jackowski a Fowler (2005) také zkoumali možnost rodinných predispozic. Zjistili, že jedinci s poraněním LCA mají dvakrát častěji blízkého příbuzného, který podobné zranění již prodělal v porovnání s kontrolní skupinou.

## 2.3 IZOKINETICKÁ DYNAMOMETRIE

Pojem „izokinetika“ znamená pohyb konstantní rychlostí, kdy svalové skupiny pracují proti neustále se přizpůsobujícímu odporu. První izokinetické přístroje se objevily již na počátku 70. let 20. století a od té doby prodělaly vývoj až k současným dynamometrům, které umožňují i měření v excentrickém režimu při okamžité možnosti poskytnutí naměřených dat s vysokou validitou i reliabilitou výsledků (Dvir, 2004).

Při testování obvykle sledujeme:

Moment síly ( $M_k$ ) vyjadřující rotační složku vektoru síly<sup>1</sup>. Je měřen v průběhu celého pohybu a je definován pro každou pozici pohybujiícího se ramene přístroje. Většinou se však využívá pouze jeho maximální<sup>2</sup> a průměrná hodnota, popř. tyto hodnoty v určitém definovaném intervalu. Je výsledkem násobku síly svalů působících na rameno přístroje ( $F_{et}$ ) a jeho délky ( $d_e$ ) – viz Obrázek 7. S přihlédnutím k hmotnosti sledovaného segmentu (včetně ramene přístroje) je prováděna tzv. gravitační korekce (Dvir, 2004).



**Obrázek 7.** Schéma principu výpočtu momentu síly (Dvir, 2004, upraveno)

<sup>1</sup> Pro zpřehlednění textu bude dále moment síly nahrazován zkráceným výrazem „síla“ (např. síla flexorů kolenního kloubu), přestože se nejedná o totožné fyzikální veličiny. Ze stejného důvodu bude úhlová rychlost nahrazována pouze slovem „rychlost“.

<sup>2</sup> Vzhledem k světové literatuře bude v následujícím textu také respektován autory užívaný anglický překlad „peak torque“, resp. jeho zkratka PT.



Dalšími sledovanými hodnotami bývají kontrakční práce, kontrakční výkon a další (Dvir, 2004).

Z naměřených veličin jsou pak vypočítávány poměry síly antagonistických svalových skupin (v případě kolenního kloubu jeho flexorů a extenzorů) a determinovány intervaly patologických hodnot.

$H_{con}/Q_{con}$ , tedy poměr síly koncentricky pracujících flexorů kolenního kloubu vůči koncentricky pracujícím extenzorům kolenního kloubu, je nejčastěji používanou veličinou a to i přesto, že má dva zásadní nedostatky. Coombs a Garbutt (2002) citující Osterniga et al. a Cabriho a Claryse totiž upozorňují, že konvenční poměr nereprezentuje funkční pohyb, při kterém jedna svalová skupina pracuje koncentricky, zatímco její antagonisté excentricky. Často je také využíváno maximálních hodnot bez ohledu na možnou rozdílnost úhlů, ve kterých byly naměřeny. Přesto všechno existuje určitý konsenzus stanovující normativní hodnotu konvenčního poměru při rychlosti 60 °/s na 0,6 (Osternig et al. in Dvir, 2004). Podle Aagaard, Simonsen, Magnusson, Larsson a Dyhre-Poulsen (1998) jsou konvenční poměry jen minimálně ovlivněny rychlostí mezi 30–240 °/s. Hodnotu 0,6 lze tedy zřejmě u  $H_{con}/Q_{con}$  používat obecně.

Tzv. funkční poměr již pracuje s koncentrickou aktivitou agonistů a excentrickou aktivitou antagonistů. V naprosté většině případů se však opět jedná o maximální hodnoty bez ohledu na úhly jejich dosažení. Coombs a Garbutt (2002) podle Aagaarda et al. nicméně doporučují jako ideální poměr síly excentricky pracujících flexorů kolenního kloubu vůči koncentricky pracujícím extenzorům ( $H_{ecc}/Q_{con}$ ) na hodnotě 1,0. Připomínají však, že na rozdíl od  $H_{con}/Q_{con}$ , funkční  $H_{ecc}/Q_{con}$  se s rostoucí rychlostí obvykle zvyšuje.

Podle De Ste Croix (n. d.) je koleno jen výjimečně poraněno během rychlých flekčních pohybů. To ale neodpovídá obecně přijímaným mechanismům poranění LCA, neboť při dopadech či změnách směru quadriceps pracuje také v excentrickém režimu. Dle mého názoru, je tedy jasné, že  $H_{con}/Q_{ecc}$  poměr jako poměr koncentricky pracujících flexorů kolenního kloubu vůči excentricky pracujícím extenzorům kolenního kloubu je neméně důležitý.

Již zmíněná důležitost úhlu při interpretaci dat je dále dokládána faktem, že k poranění LCA dochází nejčastěji v malých stupních flexe, přibližně do 30 °. Koncentrického i excentrického momentového maxima je však dosahováno mezi 30–78 ° flexe kolenního kloubu (Forbes, Bullers, Lovell, McNaughton, Polman, & Siegler, 2009). Ukazuje se tedy, že je vhodné posuzovat dané

poměry pro specifické úhly či úhly v intervalu blízkém plné extenzi kolenního kloubu (Ayala, De Ste Croix, Sainz de Baranda, & Santonja, 2012).

### 2.3.1 Vliv únavy na H/Q poměry

Je popisováno, že excentrické kontrakce jsou únavou méně ovlivněny, než kontrakce koncentrické (Roig, O'Brien, Kirk, Murray, McKinnon, Shadgan, & Reid, 2009). Na konci utkání (poločasu), resp. po absolvování únavového protokolu by tedy  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměry měly růst. Tím by se koleno ale paradoxně stávalo stabilnějším (De Ste Croix, n. d.). Naopak  $H_{con}/Q_{ecc}$  poměry by měly klesat.

Oliveira, Caputo, Gonçalves a Denadai (2009) a stejně tak Camarda a Denadai (2012) a další však naproti tomu zjistili signifikantní pokles funkčních  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměrů po absolvování specifické zátěže. Děje se tak zřejmě proto, že hamstringy z různých příčin zřejmě odolávají únavě hůře než m. quadriceps.

### 3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

#### 3.1 CÍLE

Cílem práce je posoudit vliv specifického únavového protokolu na konvenční a funkční H/Q poměry fotbalistů ve věku 13 až 15 let stanovené při izokinetickém testování ve vybraných úhlových rychlostech.

#### 3.2 DÍLČÍ CÍLE

- Posoudit vliv specifického únavového protokolu na konvenční  $H_{con}/Q_{con}$  poměr stanovený při izokinetickém testování ve vybraných úhlových rychlostech.
- Posoudit vliv specifického únavového protokolu na funkční  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměr stanovený při izokinetickém testování ve vybraných úhlových rychlostech.
- Posoudit vliv specifického únavového protokolu na funkční  $H_{con}/Q_{ecc}$  poměr stanovený při izokinetickém testování ve vybraných úhlových rychlostech.

#### 3.3 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

1) Jaký je vliv specifického únavového protokolu na konvenční  $H_{con}/Q_{con}$  poměry stanovené při izokinetickém testování v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s?

2) Jaký je vliv specifického únavového protokolu na funkční  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměry stanovené při izokinetickém testování v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s?

3) Jaký je vliv specifického únavového protokolu na funkční  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměry stanovené při izokinetickém testování v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s v úhlových intervalech 11–20° a 21–30°?

4) Jaký je vliv specifického únavového protokolu na funkční  $H_{con}/Q_{ecc}$  poměry stanovené při izokinetickém testování v úhlové rychlosti 60°/s, 120°/s a 180°/s?

## 4 METODIKA

### 4.1 CHARAKTERISTIKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU

Měření se zúčastnilo a výzkum dokončilo celkem 25 fotbalistů SK Sigma Olomouc, a.s. kategorií U14 a U15 ve věku 13–15 let. Kompletní data pro potřeby výzkumu však byla dostupná pouze u 18 z nich. Ti proto tvoří výzkumný soubor.

Všichni probandi byli seznámeni s průběhem měření, jeho odůvodněním, cíli i metodikou. Stejně tak byli písemnou formou informováni zákonní zástupci, kteří svým podpisem potvrdili informovaný souhlas (Příloha 1) s výzkumem a s použitím získaných dat pro vědecké účely. Výzkum byl schválen dne 15. 5. 2013 Etickou komisí FTK UP v Olomouci (Příloha 2) pod pracovním názvem „Únava a riziko zranění kolena a hamstringů fotbalistů žákovských kategorií“.

Měření se účastnili pouze zdraví jedinci. Možné limity (dřívější poranění apod.) a doplňující informace včetně dominance dolních končetin byly zjišťovány pomocí dotazníku (Příloha 3), který byl s dostatečným předstihem zasílán spolu s průvodními informacemi a informovaným souhlasem rodičům.

Dva týdny před samotným měřením se probandi podrobili nácviku únavového protokolu a antropometrické analýze (Tabulka 2). Zúčastnění byli také poučeni, aby minimálně 24 hod. před začátkem izokinetického testování nevykonávali žádné intenzivní cvičení.

**Tabulka 2.** Průměrné antropometrické charakteristiky výzkumného souboru (N = 18)

Věk	14,44 ± 0,51 let
Výška	169,36 ± 9,96 cm
Váha	59,28 ± 8,87 kg

## 4.2 POSTUP MĚŘENÍ

Měření probíhalo dle předem dohodnutého harmonogramu ve dnech 17. – 26. 6. 2013 v prostorách FTK UP v Olomouci.

Testování byli nejprve znovu seznámeni s průběhem měření, poté následovalo řízené a případné další individuální rozcvičení, měření svalové tuhosti a nakonec proběhlo izokinetické testování dominantní dolní končetiny spojené s měřením EMG vybraných svalových skupin. Poté absolvovali probandi specifický únavový protokol simulující zápasové zatížení a po jeho skončení srovnávací měření.

### 4.2.1 Měření svalové tuhosti a indexu reaktivní síly

Z důvodu prevence možných zranění, byli všichni účastníci podrobena řízenému rozcvičení sestávajícího se z:

- 1) rozehtání na bicyklovém ergometru: 5 minut,
- 2) atletické abecedy,
  - liftink,
  - skipink,
  - zakopávání,
  - poskoky střídavě,
- 3) dynamického strečinku,
  - protažení harmstringů,
  - protažení m. quadriceps,
  - protažení lýtkových svalů,
- 4) 15 podřepů.

Následně měli probandi možnost další individuální rozcvičky, dle vlastních potřeb a zvyklostí.

K měření indexu reaktivní síly a svalové tuhosti bylo využito zařízení Optojump next (Microgate, Bolzano, Italy) snímající opticky dobu kontaktu nohou vyšetřovaného na podložce a dobu letové fáze. Na základě příslušných vzorců pak byly determinovány obě veličiny.

#### **4.2.2 Izokinetické testování a EMG**

Unilaterální síla flexorů a extenzorů kolenního kloubu byla měřena na přístroji IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany), jehož reliabilita dosahuje vysokých hodnot jak v koncentrickém ( $r = 0,91-0,98$ ), tak v excentrickém ( $r = 0,96-0,98$ ) režimu svalové kontrakce (Dirnberger, Kösters, & Müller, 2012).

V systému byla nejprve vytvořena karta každého probanda. Samotné měření probíhalo vsedě s rukama na madlech podél sedadla. Opěrka sedadla byla sklopena o  $15^\circ$ , úhel v kyčelním kloubu byl přibližně  $100^\circ$  flexe. Testování byli pasivně fixováni v oblasti ramen, pánve a stehna měřené dominantní dolní končetiny (Příloha 4). Osa otáčení dynamometru byla nastavena na palpačně ozřejměný laterální kondyl femuru, rameno páky dynamometru bylo připevněno v distální části bérce, 2 cm nad palpačně ozřejměným mediálním malleolem. Nastavení sedadla bylo uloženo do paměti přístroje a při kontrolním měření bylo automaticky nastaveno pomocí funkce „memotronic“.

Z důvodu diskomfortu během dřívějších testů, kdy v dané pozici nebyli fotbalisté obvykle schopni provést plnou extenzi kolenního kloubu z důvodu svalového zkrácení, byl rozsah pohybu omezen na  $80^\circ$ , kdy výchozí polohou byla flexe  $10^\circ$  v kolenním kloubu. Rozsah byl nastaven aretacemi dle návodu.

Pro měření byly použity úhlové rychlosti  $60^\circ/s$ ,  $120^\circ/s$  a  $180^\circ/s$  jako doporučený násobek úhlové rychlosti  $30^\circ/s$ . Je nutné podotknout, že tato praxe má pouze vědecké opodstatnění s ohledem na porovnávání výsledků jednotlivých studií (Dvir, 2004).

Měření probíhalo v koncentrickém a excentrickém režimu svalové kontrakce flexorů a extenzorů kolenního kloubu (Tabulka 3). Pro účely familiarizace provedli probandi před samotným měřením jednu sérii cvičení v koncentrickém i excentrickém režimu. V průběhu měření byla aktivována gravitační korekce.

**Tabulka 3.** Testovací protokol

	1. série		2. série		3. série	
RSK	con/con	ecc/ecc	con/con	ecc/ecc	con/con	ecc/ecc
UR	60°/s		120°/s		180°/s	
PO	3	3	3	3	3	3

*Vysvětlivky:* RSK – režim svalové kontrakce,

UR – úhlová rychlost,

PO – počet opakování,

con/con – koncentrická flexe následovaná koncentrickou extenzí,

ecc/ecc – excentrická flexe následovaná excentrickou extenzí

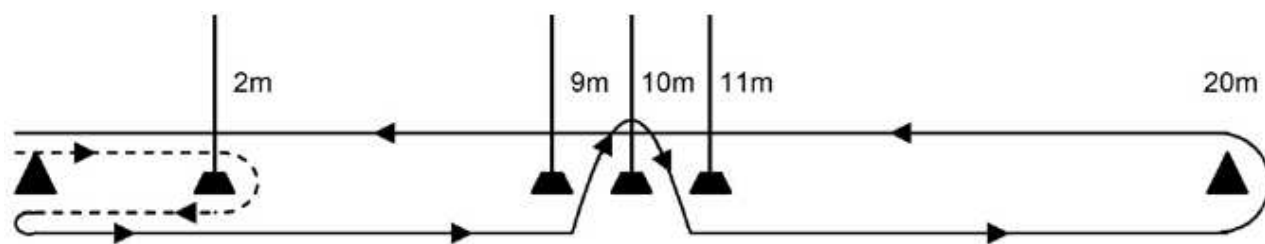
Součástí měření byla i analýza EMG signálů vybraných svalů během testovacího protokolu. EMG bylo snímáno pomocí jednorázových samolepících elektrod Kendall–ARBO silver–silver chlorid s pevným hydrogelem ( $d = 24$  mm) a zaznamenáváno osmisvodovým přístrojem NORAXON–MYOSYSTEM 1400A.

#### 4.2.3 Únavový protokol

Únavový protokol byl námi časově upravenou verzí protokolu SAFT<sup>90</sup> vytvořeného dle zápasových dat 2. anglické ligy (Prozone<sup>®</sup>) a validovaného Lovellem et al. (in Small, McNaughton, Greig & Lovell, 2010, 121).

Výhradně běžecký únavový protokol mezi kužely se uskutečňoval na dráze o délce 20 m (viz Obrázek 8) a zahrnoval změny směrů běhu a jeho rychlostí, to vše v délce odpovídající základní hrací době soutěžních utkání daných věkových kategorií dle aktuálních pravidel Fotbalové asociace České republiky, tj. 2 x 35 min., s respektováním 15 min. poločasové pauzy (Pravidlová komise FAČR, 2011).

Tempo bylo udáváno z MP3 přehrávače, jako časově upravená 15 min. sekvence povelů neustále se měnících na obou koncích dráhy.



**Obrázek 8.** Schéma dráhy pro únavový protokol SAFT<sup>90</sup> (Small, McNaughton, Greig, & Lovell, 2010, 121)

Pozn.: Plnou čarou jsou značeny pohyby čelem vpřed, přerušovaně alternativní způsoby běhu dle zvukových instrukcí.



#### 4.3 VÝPOČET H/Q POMĚRŮ A STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

Naměřená data, tedy PT v daném úhlovém intervalu a úhel jeho dosažení, byla ručně přepsána z programu IsoMed 2000 do tabulek v programu MS Excel 2007. Z těchto hodnot pak byly stanoveny H/Q poměry, kde H je PT ([PT] = Nm) flexorů a Q je PT extenzorů kolenního kloubu. Statistické zpracování probíhalo v programu Statistica 12 (StatSoft, Inc., Tulsa, USA), vzhledem k charakteru dat pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu s hladinou významnosti stanovenou na  $p < 0,05$ . Velikost „effect size“ byla posuzována pomocí koeficientu r (Tabulka 4).

**Tabulka 4.** Hodnocení „effect size“ (Cohen, 1988, upraveno)

$r = 0,10-0,30$	malý efekt
$r = 0,31-0,70$	střední efekt
$r = 0,71-1,00$	velký efekt

## 5 VÝSLEDKY

Vliv únavy (specifického únavového protokolu) byl definován jako redukce PT, případně H/Q poměrů.<sup>3</sup>

Výsledky ukazují signifikantní snížení ( $p < 0,05$ ) PT flexorů kolenního kloubu pouze v excentrickém režimu kontrakce při rychlosti 180 °/s. Procentuálně nejvýraznější (-11,88 %) změnou je redukce PT flexorů kolenního kloubu v excentrickém režimu kontrakce při rychlosti 180 °/s v úhlovém intervalu 21–30 ° (Tabulka 5).

**Tabulka 5.** Střední hodnoty PT flexorů kolenního kloubu a jejich procentuální změny po absolvování únavového protokolu

	Před únavovým protokolem		Po únavovém protokolu		[%]
	<i>M ± SD</i>	<i>Mdn</i>	<i>M ± SD</i>	<i>Mdn</i>	
PT-Fcon60	86,89±14,73	84,5	83,78±17,37	79,0	-3,58
PT-Fcon60 <sub>11-20</sub>	75,78±14,36	70,0	76,72±17,68	75,5	1,24
PT-Fcon60 <sub>21-30</sub>	84,39±14,66	83,0	82,06±18,04	78,0	-2,76
PT-Fecc60	154,67±44,05	154,0	157,94±36,86	153,5	2,11
PT-Fecc60 <sub>11-20</sub>	53,22±13,75	49,0	49,17±16,11	46,0	-7,61
PT-Fecc60 <sub>21-30</sub>	96,89±18,86	93,5	89,78±21,11	89,0	-7,34
PT-Fcon120	79,67±18,48	79,5	77,22±19,08	70,5	-3,08
PT-Fcon120 <sub>11-20</sub>	73,39±17,64	76,0	70,39±18,54	66,5	-4,09
PT-Fcon120 <sub>21-30</sub>	78,22±19,43	78,0	75,06±20,06	69,0	-4,04
PT-Fecc120	171,00±42,76	173,0	159,78±39,76	156,5	-6,56
PT-Fecc120 <sub>11-20</sub>	43,72±19,76	43,5	45,00±21,22	44,0	2,93
PT-Fecc120 <sub>21-30</sub>	76,67±23,16	71,0	72,33±22,17	72,5	-5,66
PT-Fcon180	82,39±22,16	76,5	78,61±21,02	70,5	-4,59
PT-Fcon180 <sub>11-20</sub>	55,50±17,44	49,0	50,83±17,01	49,0	-8,41
PT-Fcon180 <sub>21-30</sub>	82,00±22,43	75,0	78,11±21,31	70,5	-4,74
PT-Fecc180	174,44±40,31	168,5	157,17±38,06*	161,5	-9,90
PT-Fecc180 <sub>11-20</sub>	45,56±24,04	36,5	45,06±25,00	45,5	-1,10
PT-Fecc180 <sub>21-30</sub>	69,22±34,79	63,0	61,00±33,14	51,5	-11,88

<sup>3</sup> Není-li uvedeno jinak, jedná se o hodnoty měřené v celém průběhu pohybu, tj. v úhlovém intervalu 10–90 ° flexe kolenního kloubu.

## Pokračování Tabulky 5.

*Vysvětlivky:*  $M \pm SD$  – aritmetický průměr  $\pm$  směrodatná odchylka

$Mdn$  – medián

[%] – procentuální změna průměrných hodnot PT po absolvování únavového protokolu

$PT$  – „peak torque“

$F$  – flexory kolenního kloubu

$con/ecc$  – koncentrický resp. excentrický režim kontrakce

60, 120, 180 – úhlové rychlosti 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s

11-20, 21-30 – vymezení specifického úhlu flexe kolenního kloubu

\* – statisticky významný rozdíl ( $p < 0,05$ )

Oproti tomu PT extenzorů kolenního kloubu signifikantně poklesl ( $p < 0,05$ ) ve všech sledovaných úhlových intervalech v režimu koncentrické kontrakce v rychlosti 60 °/s, režimu excentrické kontrakce v rychlosti 120 °/s a konečně v režimu koncentrické i excentrické kontrakce v úhlovém intervalu 21–30° v rychlostech 120 °/s i 180 °/s. Mimo tyto statisticky významné změny, poklesl PT o více jak 10 % také v případech excentrického režimu kontrakce při rychlosti 120 °/s a koncentrického i excentrického režimu kontrakce při rychlosti 180 °/s, vždy v úhlovém intervalu 11–20 ° (Tabulka 6).

Průměrné výsledky  $H_{con}/Q_{con}$  poměrů vykazují ve všech úhlových rychlostech nízké hodnoty, kdy pouze v rychlosti 180 °/s přesahují obě průměrné hodnoty poměr 0,6. V rychlosti 60 °/s pak po absolvování únavového protokolu došlo k nesignifikantnímu zvýšení průměrného  $H_{con}/Q_{con}$ . Ve zbývajících dvou rychlostech průměrné hodnoty  $H_{con}/Q_{con}$  nesignifikantně poklesly (Obrázek 9).

**Tabulka 6.** Střední hodnoty PT extenzorů kolenního kloubu a jejich procentuální změny po absolvování únavového protokolu

	Před únavovým protokolem		Po únavovém protokolu		[%]
	<i>M ± SD</i>	<i>Mdn</i>	<i>M ± SD</i>	<i>Mdn</i>	
PT-Econ60	156,56±29,78	154,0	143,17±30,73*	137,0	-8,55
PT-Econ60 <sub>11-20</sub>	51,39±11,80	50,0	45,67±15,10*	47,5	-11,13
PT-Econ60 <sub>21-30</sub>	88,56±19,08	88,5	77,89±18,97*	77,0	-12,05
PT-Eecc60	88,89±21,52	89,0	82,61±18,58	78,5	-7,06
PT-Eecc60 <sub>11-20</sub>	72,06±25,16	72,0	65,44±17,98	66,5	-9,19
PT-Eecc60 <sub>21-30</sub>	76,39±25,56	76,0	73,67±18,91	73,0	-3,56
PT-Econ120	134,67±30,27	136,5	133,11±29,02	131,0	-1,16
PT-Econ120 <sub>11-20</sub>	49,33±15,53	48,5	45,56±14,38	42,0	-7,64
PT-Econ120 <sub>21-30</sub>	80,94±20,72	77,0	72,94±18,66*	68,0	-9,88
PT-Eecc120	95,61±22,50	94,0	85,06±21,81*	80,0	-11,03
PT-Eecc120 <sub>11-20</sub>	80,89±33,17	88,0	68,94±28,40	66,5	-14,77
PT-Eecc120 <sub>21-30</sub>	89,17±29,01	92,0	77,83±24,86*	76,0	-12,72
PT-Econ180	121,44±28,21	123,0	121,94±27,01	114,5	0,41
PT-Econ180 <sub>11-20</sub>	26,00±9,56	22,0	22,17±9,10	23,5	-14,73
PT-Econ180 <sub>21-30</sub>	77,44±18,72	75,5	69,56±20,41*	69,5	-10,18
PT-Eecc180	96,22±29,97	95,0	86,89±23,93	85,0	-9,70
PT-Eecc180 <sub>11-20</sub>	88,67±36,13	95,0	78,50±27,95	80,0	-11,47
PT-Eecc180 <sub>21-30</sub>	91,61±32,32	92,0	80,17±29,11*	81,5	-12,49

Vysvětlivky: *M ± SD* – aritmetický průměr ± směrodatná odchylka

*Mdn* – medián

[%] – procentuální změna průměrných hodnot PT po absolvování únavového protokolu

*PT* – „peak torque“

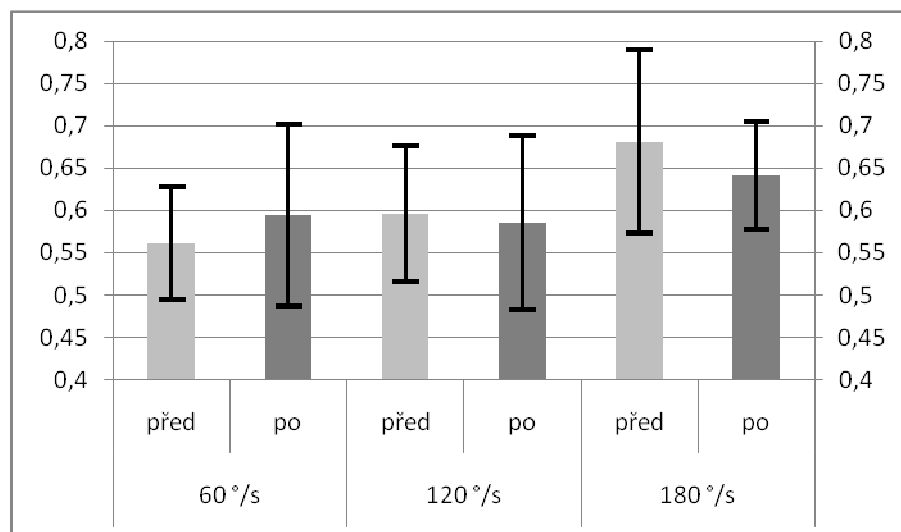
*E* – extenzory kolenního kloubu

*con/ecc* – koncentrický resp. excentrický režim kontrakce

60, 120, 180 – úhlové rychlosti 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s

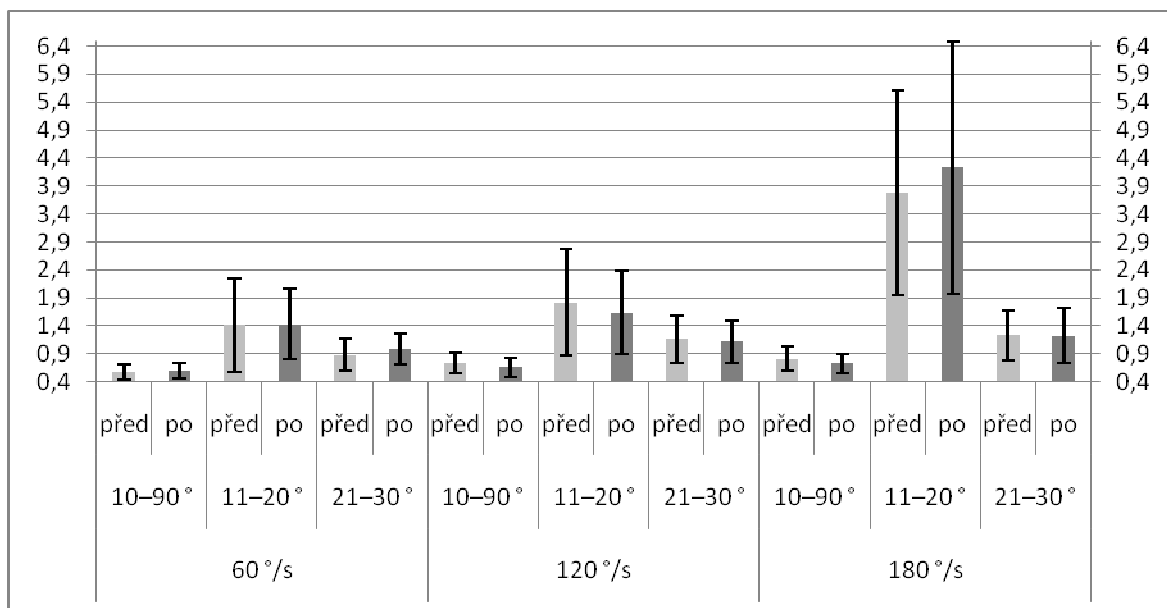
11-20, 21-30 – vymezení specifického úhlu flexe kolenního kloubu

\* – statisticky významný rozdíl ( $p < 0,05$ )

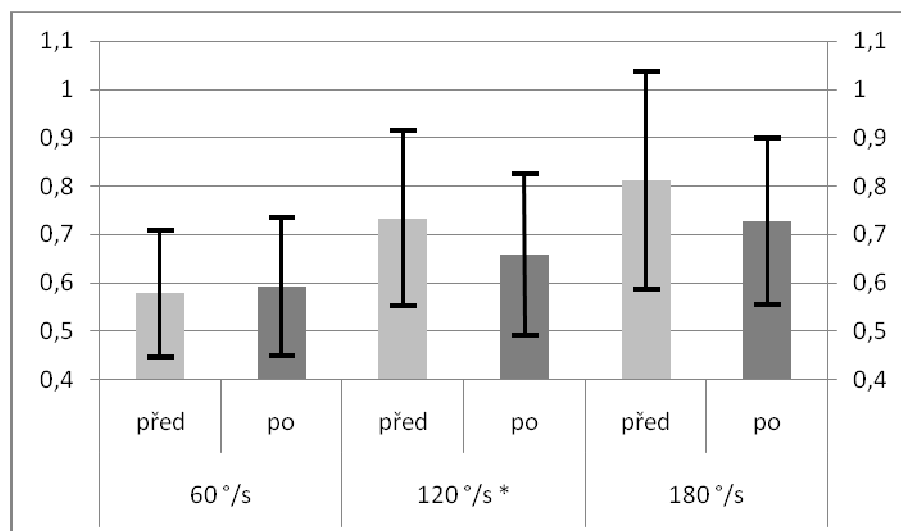


**Obrázek 9.** Aritmetické průměry  $\pm$  SD konvenčního  $H_{con}/Q_{con}$  poměru v plném rozsahu pohybu „před“ a „po“ absolvování únavového protokolu v rychlostech 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s.

Výsledné průměrné  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměry ukazují především vysoké hodnoty v počátečních (11–20 °) stupních flexe. Překvapivé jsou několikanásobně vyšší hodnoty v rychlosti 180 °/s. Celkově je pak patrný trend, kdy se zvyšující se rychlostí roste i průměrná hodnota  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru. V úhlovém intervalu 21–30 ° flexe kolenního kloubu jsou však již  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměry bez výraznějších změn a pohybují se mezi hodnotami 0,88 až 1,23. K signifikantnímu snížení ( $p < 0,05$ ,  $r = 0,50$ ) průměrných hodnot  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru po absolvování únavového protokolu došlo pouze v rychlosti 120 °/s (Obrázek 11). Naopak v úhlovém intervalu 11–20 ° v rychlosti 180 °/s došlo po absolvování únavového protokolu k výraznému (ale nesignifikantnímu) zvýšení již tak vysokých průměrných hodnot (Obrázek 10).



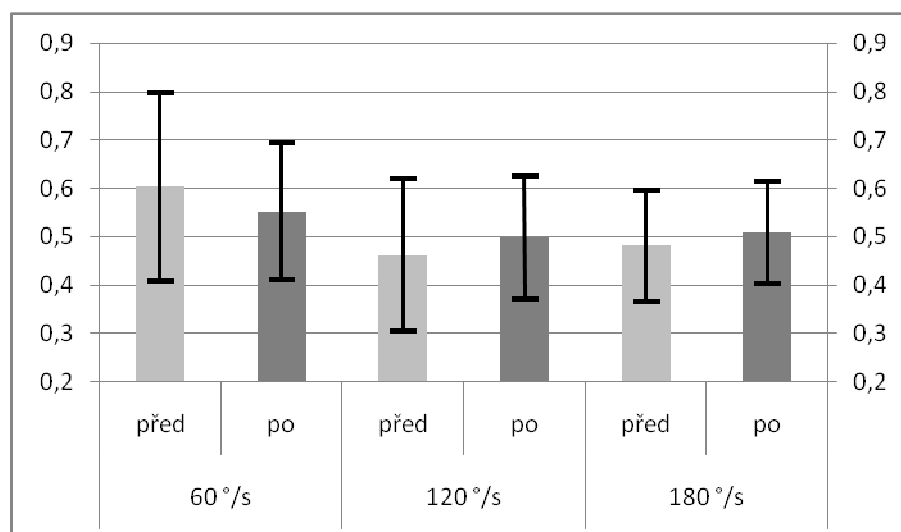
**Obrázek 10.** Aritmetické průměry  $\pm$  SD funkčního  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru v úhlových intervalech 10–90 °, 11–20 ° a 21–30 °, „před“ a „po“ absolvování únavového protokolu v rychlostech 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s.



*Vysvětlivky:* \* – statisticky významný rozdíl ( $p < 0,05$ )

**Obrázek 11.** Aritmetické průměry  $\pm$  SD funkčních  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměrů v plném rozsahu pohybu „před“ a „po“ absolvování únavového protokolu v rychlostech 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s.

Druhý funkční poměr ( $H_{con}/Q_{ecc}$ ) nevykazuje signifikantní rozdíly po absolvování únavového protokolu. Za zmínku však stojí průměrné hodnoty v rychlosti 60 °/s před jeho absolvováním. Ty těsně přesahují hranici 0,6 (Obrázek 11), zatímco v případě  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru zůstávají těsně pod touto normou (Obrázek 12).



**Obrázek 12.** Aritmetické průměry  $\pm$  SD funkčních  $H_{con}/Q_{ecc}$  poměrů v plném rozsahu pohybu „před“ a „po“ absolvování únavového protokolu v rychlostech 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s.

Jak již bylo uvedeno, jako statisticky signifikantní rozdíl ( $p < 0,05$ ,  $r = 0,50$ ) po absolvování specifického únavového protokolu vychází pouze změna funkčního  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru při rychlosti 120 °/s. Nesignifikantních změn na dolní hranici střední míry „effect size“ bylo ale dosaženo v případech konvenčního  $H_{con}/Q_{con}$  poměru při rychlosti 60 °/s a 180 °/s, funkčního  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru při rychlosti 180 °/s a funkčního  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru při rychlosti 60 °/s v úhlovém intervalu 21–30 °. Velkého „effect size“ nebylo dosaženo u žádné ze změn sledovaných H/Q poměrů (Tabulka 7).

**Tabulka 7.** Změny průměrů konvenčních a funkčních H/Q poměrů po absolvování únavového protokolu v úhlových intervalech 10–90 °, 11–20 ° a 21–30 ° při úhlových rychlostech 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s.

	$M \pm SD1$	$M \pm SD2$	Z	[%]
Hcon/Qcon_60_1 & Hcon/Qcon_60_2	0,56±0,07	0,59±0,11	1,37	-6,03
Hcon/Qcon_120_1 & Hcon/Qcon_120_2	0,60±0,08	0,59±0,10	0,59	1,81
Hcon/Qcon_180_1 & Hcon/Qcon_180_2	0,68±0,11	0,64±0,06	1,55	5,93
Hecc/Qcon_60_1 & Hecc/Qcon_60_2	0,58±0,13	0,59±0,14	0,85	-2,48
Hecc/Qcon_120_1 & Hecc/Qcon_120_2	0,73±0,18	0,66±0,17	2,11*	10,23
Hecc/Qcon_180_1 & Hecc/Qcon_180_2	0,81±0,22	0,73±0,17	1,37	10,53
Hecc/Qcon_60_11-20_1 & Hecc/Qcon_60_11-20_2	1,42±0,83	1,43±0,63	1,25	-0,73
Hecc/Qcon_120_11-20_1 & Hecc/Qcon_120_11-20_2	1,81±0,95	1,63±0,75	0,50	9,96
Hecc/Qcon_180_11-20_1 & Hecc/Qcon_180_11-20_2	3,79±1,83	4,23±2,26	0,68	-11,68
Hecc/Qcon_60_21-30_1 & Hecc/Qcon_60_21-30_2	0,88±0,28	0,98±0,28	1,63	-11,16
Hecc/Qcon_120_21-30_1 & Hecc/Qcon_120_21-30_2	1,16±0,42	1,12±0,38	0,46	3,94
Hecc/Qcon_180_21-30_1 & Hecc/Qcon_180_21-30_2	1,23±0,45	1,23±0,50	0,28	0,54
Hcon/Qecc_60_1 & Hcon/Qecc_60_2	0,60±0,20	0,55±0,14	1,28	8,61
Hcon/Qecc_120_1 & Hcon/Qecc_120_2	0,46±0,16	0,50±0,13	0,68	-7,79
Hcon/Qecc_180_1 & Hcon/Qecc_180_2	0,48±0,12	0,51±0,11	1,24	-5,61

*Vysvětlivky:*  $M \pm SD1$  – aritmetický průměr ± směrodatná odchylka H/Q poměrů před absolvováním únavového protokolu

$M \pm SD2$  – aritmetický průměr ± směrodatná odchylka H/Q poměrů po absolvování únavového protokolu

Z – testovací kritérium

[%] – procentuální změna průměrných hodnot H/Q poměrů po absolvování únavového protokolu

Hcon/Qcon – konvenční H/Q poměr

Hecc/Qcon – funkční H/Q poměr

Hcon/Qecc – funkční H/Q poměr

60, 120, 180 – úhlové rychlosti 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s



11-20, 21-30 – vymezení specifického úhlu flexe kolenního kloubu

1 – hodnota H/Q poměru před absolvováním únavového protokolu

2 – hodnota H/Q poměru po absolvování únavového protokolu

\* – statisticky významný rozdíl ( $p < 0,05$ )

## 6 DISKUZE

V prvé řadě je třeba říci, že ve svém celku (jehož je tato práce součástí) se jedná do jisté míry o pilotní projekt. Ten nemá ani v zahraničí příliš ekvivalentů, obzvláště co se týče testování mladých sportovců. „Ex post“ proto objevujeme některé limity, které leckdy vedou k složitější interpretaci výsledků.

Cílem této práce bylo posoudit vliv specifického únavového protokolu na konvenční a funkční H/Q poměry mladých fotbalistů v konkrétních úhlových intervalech. Ačkoliv Croisier, Reveillon, Ferret, Cotte, Genty, Popovich et al. (2003) považují za kritické hodnoty poměr 0,47, panuje určitý konsenzus, že pro konvenční  $H_{con}/Q_{con}$  poměry je hraniční normativní hodnotou při rychlosti 60 °/s poměr 0,6 (Osternig et al. in Dvir, 2004).

Námi naměřené průměrné hodnoty jsou o něco nižší, což může ukazovat na počínající rizikovou dysbalanci mezi flexory a extenzory kolenního kloubu u testovaných fotbalistů. Ta může následně vézt k poranění flexorů kolenního kloubu, nejčastěji hamstringů. Podobně jako Aagaard et al. (1998) pozorujeme jen minimální růst hodnot v souvislosti s vyšší rychlostí (podobně také Oliveira et al., 2009; Ayala et al., 2012 a další), kdy při rychlosti 180 °/s se již průměrné hodnoty dostávají nad normativní hranici.

Únavový protokol nemá na  $H_{con}/Q_{con}$  signifikantní vliv, což je v souladu se zjištěním Oliveira et al. (2009). Ti využívali kratšího běžeckého protokolu o vysoké intenzitě, rovněž však nepozorovali statisticky významné rozdíly hodnot získaných v měřených rychlostech 60 °/s a 180 °/s. Taktéž Camarda a Denadai (2012) nepozorovali při rychlosti 180 °/s signifikantní vliv únavového protokolu u skupiny profesionálních fotbalistů s dysbalancemi mezi flexory a extenzory kolenního kloubu ( $H_{con}/Q_{con} < 0,6$  při rychlosti 60 °/s), což odpovídá našemu výzkumnému souboru ( $H_{con}/Q_{con} = 0,56$ ). Naopak u skupiny bez dysbalancí došlo k signifikantní redukci  $H_{con}/Q_{con}$ . Autoři nabízejí dvě možná vysvětlení podpořená studii dalších autorů. Jako první uvádějí změny způsobené ultrastrukturálním poškozením svalu při zátěži, které mohou být díky nižší kokontrakci flexorů kolenního kloubu u skupiny s dysbalancemi menší. Druhým vysvětlením je pak dle autorů možné nižší zastoupení rychleji unavitelných svalových vláken typu II u skupiny s dysbalancemi. Připomínají však, že díky velikosti výzkumného souboru ( $N = 21$ ) se ve výsledcích může objevovat chyba II. řádu.

Za ideální hodnotu funkčního  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru je považována hodnota 1,0, kdy jsou flexory kolenního kloubu schopny plně kompenzovat aktivitu extenzorů (Aagaard et al. in Coombs & Garbutt, 2002).  $H_{ecc}/Q_{con}$  však závisí na rychlosti pohybu, kdy s jejím zvyšováním dochází i k růstu hodnot (Coombs & Garbutt, 2002).

To potvrzují i naše data a to ve všech sledovaných úhlových intervalech. Přestože v celkovém rozsahu flexe kolenního kloubu se  $H_{ecc}/Q_{con}$  pohybují pouze mezi hodnotami 0,56–0,81 (v závislosti na rychlosti pohybu), v úhlových intervalech blízkých plné extenzi kolenního kloubu (11–20 ° a 21–30 °) nedosahují probandi ideálních hodnot pouze při rychlosti 60 °/s v úhlovém intervalu 21–30 °. Signifikantní vliv únavového protokolu je pak patrný jen při rychlosti 120 °/s v plném rozsahu flexe kolenního kloubu ( $p = 0,035$ ). To by naznačovalo, že v pozicích, kdy se předpokládá nejčastější vznik poranění LCA následkem nedostatečné kapacity flexorů kolenního kloubu kompenzovat aktivitu extenzorů, by riziko poranění pro náš soubor fotbalistů bylo minimální.

Těžko interpretovatelné jsou pro nás překvapivě vysoké hodnoty  $H_{ecc}/Q_{con}$  v úhlovém intervalu 11–20 ° při rychlosti 180 °/s. Vysvětlujeme si je spíše možnými artefakty, které mohou mít souvislost s poměrně častými problémy probandů plynule koordinovat pohyb po celou dobu měření v rychlosti 180 °/s, zvláště při excentrických kontrakcích. V rámci úhlového intervalu totiž nebyly brány v potaz průměrné, ale maximální hodnoty PT. Toto riziko by pro příště měla eliminovat větší familiarizace probandů s měřícím přístrojem a počítání průměrných hodnot.

De Ste Croix (n. d.) ve studii s mladými fotbalistkami došel k podobným, ale statisticky významným hodnotám. Pozoroval signifikantní efekt interakce pro úhel a rychlost ( $p = 0,00$ ) i čas a úhel ( $p = 0,033$ ) kdy v úhlovém intervalu 10–20 ° zůstávali hodnoty  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměrů po absolvování únavového protokolu takřka totožné a mezi 20–30 ° dále rostli. Zásadním zjištěním byl ale fakt, že mezi 0–10° docházelo po absolvování únavového protokolu z výrazné redukci hodnot  $H_{ecc}/Q_{con}$  ( $1,56 \pm 0,94$  vs  $1,29 \pm 1,07$  [absolutní změna -0,27]). Tento pokles byl přitom nejvýraznější při rychlosti 180 °/s.

Možnost získání dat z tohoto úhlového intervalu souvisí s testováním vleže, kdy lze dosáhnout plné extenze kolenního kloubu i v případě zkrácených hamstringů. Pozice vleže se navíc zdá být vhodnější i vzhledem k respektování funkčního pohybu. Worrell, Perrin a Denegar (1989) navíc potvrdili logický předpoklad, že testování vsedě je z hlediska aktivace výhodnější pro skupinu flexorů kolenního kloubu, konkrétně pro hamstringy. Větší protažení (resp. délka svalu)

totiž přináší možnost zapojení většího počtu příčných můstků mezi aktinem a myozinem. Výsledkem je pak větší produkovaná síla. Naproti tomu ovlivnění extenzorů kolenního kloubu testovací pozicí není tak výrazné. Jediným dvoukloubovým svalem je totiž m. rectus femoris. Potencionální redukce PT změnou pozice je proto v případě extenzorů kolenního kloubu, dle autorů, až dvakrát menší než v případě flexorů. Je tedy jasné, že testovací pozice má na výsledky nezanedbatelný vliv.

Je nutné podotknout, že absolutní reliabilita výsledků pro hodnoty konvenčních i funkčních H/Q poměrů ve specifických úhlech je dle Ayala et al. (2012) malá a je zatížena velkou procentuální chybou. Totéž platí i pro průměrné hodnoty H/Q poměrů ve specifických úhlových intervalech. Dle autorů je tedy k naměřeným datům třeba přistupovat s rezervou.

Druhý námi sledovaný funkční poměr ( $H_{con}/Q_{ecc}$ ) nabývá dle našich výsledků hodnot od 0,46 do 0,60, když při rychlosti 60 °/s jsou hodnoty o něco vyšší, než v případě zbývajících dvou rychlostí. Vliv únavového protokolu pak není patrný. Námi zjištěná data však nelze porovnávat, neboť  $H_{con}/Q_{ecc}$  poměr není v literatuře prakticky využíván.

Padulo, Tiloca, Powell, Granatelli, Bianco a Paoli (2013) zjistili, že např. při výskoku s protipohybem i bez něj se EMG aktivita m. biceps femoris při doskoku pohybuje přibližně kolem 40 %, resp. 60 % maximální volní izometrické kontrakce (odečteno z grafů). Při seskoku z výšky 45 cm však hodnoty EMG dosahují až 120 % maximální volní izometrické kontrakce (odečteno z grafu), zřejmě vzhledem k větší koordinační náročnosti. Dle našeho názoru je tedy hodnocení  $H_{con}/Q_{ecc}$  namístě.

V souvislosti s deceleračními pohyby a s tím spojenou zvýšenou aktivitou m. quadriceps pak Yu, Chappell a Garrett (2006) obecně popisují rostoucí zatížení LCA. To částečně vyvrací studie Hashemi, Breighner, Jang, Chandrashekar, Ekwaro-Osire a Slauterbeck (2010), kteří experimentálně zjistili do jisté míry „protektivní“ charakter aktivity m. quadriceps při doskoku zvýšením stability kloubu jeho preaktivací. Rozhodující ochranný vliv má ale, dle autorů, spíše geometrie tibiálního plató. To se velice rychle po kontaktu chodidla s podložkou stáčí vlivem flexe kolenního kloubu tak, že je vůči femuru orientováno anteriorně (pozn.: kolenní kloub tedy nesmí zůstat v extenzi). Výsledkem je změna reakční síly kloubu a posteriorní směr pohybu tibie vůči femuru.

Li, Rudy, Sakane, Kanamori, Ma a Woo (1999) navíc při experimentech na kadaverních preparátech zjistili, že přidaná koaktivita hamstringů nemá v úhlech 0–15 ° významnější vliv na anteriorní ani laterální posun tibie vůči femuru, ani na hodnoty vnitřní rotace tibie.

Zdá se tedy, že na vznik poranění LCA mají zásadní vliv spíše komplexní pohyby, neboť pro jednotlivé stresové podněty existuje řada adaptačních mechanismů. Je tedy otázkou, do jaké míry je testování v otevřeném kinematickém řetězci, kdy pravděpodobně nedochází k dalším sdruženým (valgózním,...) pohybům, adekvátní pro zjišťování rizik poranění LCA. Na tomto místě je také vhodné připomenout, že izokinetické testování je primárně určeno pro predikci možného poranění jedné z antagonistických svalových skupin. Hodnocení rizik poranění LCA je ale mnohem složitější. Je však možné předpokládat, že pokud má sval dostatečnou kapacitu pro výkon své „hlavní“ funkce, bude mít také dostatečnou kapacitu pokrýt svojí aktivitou i sdružené „vedlejší“ pohyby. Druhým zásadním determinantem je pak schopnost koordinace této svalové aktivity, resp. pohybu.

Ukazuje se tedy, že pro hodnocení vlivu únavy je třeba komplexního zkoumání obou těchto předpokladů. Různé druhy únavových protokolů také zřejmě ovlivňují obě komponenty stability různou měrou. Oliveira et al. (2009) např. při využití kratšího (35 min) běžeckého protokolu o vysoké intenzitě (95 % hladiny laktátu) pozorovali signifikantní snížení funkčního  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru při rychlosti 180 °/s, nepozorovali však změny EMG. Oproti tomu kompletní výsledky naší studie, jejíž je tato práce součástí, ukazují pouze minimální ovlivnění H/Q poměrů, zato výraznější signifikantní změny EMG signálu. Těchto poznatků by tedy mělo být využito i v praxi, kdy by měl být kladen důraz nejen na symetrizaci síly antagonistických svalových skupin, ale také na trénink jejich funkční kokontrakce. Dle Shimokochi a Shultz (2008) by měla být věnována pozornost i pozici těla při dopadu. Umístění těžiště za plochu kontaktu totiž také zvyšuje riziko poranění LCA.

Za limity studie považujeme v první řadě malou velikost výzkumného souboru ( $N = 18$ ), díky níž se může ve výsledcích projevit chyba II. řádu. Vzhledem k rozložení souboru muselo být také pro statistické zpracování využito neparametrických testů s nižší silou. Dalším limitem je testovací pozice, která neodpovídá funkčnímu pohybu a může významně zkreslit především naměřené hodnoty PT flexorů kolenního kloubu. Vzhledem k mechanismům poranění by také testování mělo probíhat v celém rozsahu pohybu, tj. do plné extenze kolenního kloubu. Větší vypovídající hodnotu může navíc přinést respektování úhlu při porovnávání síly antagonistických

svalových skupin. Standardně se totiž berou v úvahu PT bez ohledu na úhel jejich dosažení. V rámci specifických úhlových intervalů se pak zdá výhodnější porovnávat průměrné hodnoty PT, resp. průměrné hodnoty H/Q poměrů při respektování úhlů. Jako poslední problém se pak jeví nedostatečná familiarizace probandů s přístrojem komplikující měření především excentrických kontrakcí při vyšších rychlostech. Vhodnost zařazení testování  $H_{con}/Q_{ecc}$  poměru ve specifických úhlových intervalech již byla diskutována výše.

## 7 ZÁVĚRY

Statistická analýza výsledků ukázala, že specifický únavový protokol SAFT<sup>90</sup> simulující zápasové zatížení neměl u našeho souboru fotbalistů ve věku 13–15 let výraznější vliv na změny hodnot konvenčních ani funkčních H/Q poměrů ve specifických úhlových intervalech při rychlostech 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s.

Statisticky významnou změnou ( $p = 0,035$ ,  $r = 0,50$ ) byl pouze pokles  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru v celém rozsahu flexe kolenního kloubu při rychlosti 120 °/s. Z hlediska sledovaných parametrů tedy absolvování únavového protokolu u našeho výzkumného souboru nezvyšuje riziko poranění LCA. Vzhledem k limitům studie je však třeba přistupovat k výsledkům s určitou rezervou a pozorované tendence dále ověřit.

## 8 SOUHRN

Poranění předního křížového vazů patří k nejzávažnějším sportovním úrazům vůbec. Statistiky přitom ukazují, že k většímu počtu zranění dochází obecně ke konci utkání, resp. poločasu. Předpokládá se zde významný vliv faktoru únavy na neuromuskulární kontrolu stability kloubů. Izokinetická dynamometrie je pak obecně uznávanou diagnostickou metodou, díky níž lze do určité míry identifikovat zraněním potenciálně ohrožené jedince.

Hodnocení tzv. H/Q poměrů, tj. poměrů síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu, má svá úskalí. Napříč odbornou veřejností však existuje určitý konsenzus stanovující normativní hodnoty minimalizující riziko poranění LCA. Je však jen málo studií zabývajících se izokinetickou diagnostikou mladých sportovců ve vztahu k únavě.

Cílem práce bylo posoudit změny konvenčních a funkčních poměrů síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu při izokinetickém testování po absolvování specifického únavového protokolu SAFT<sup>90</sup>. Měření probíhalo v úhlových rychlostech 60 °/s, 120 °/s a 180 °/s a ve specifických úhlových intervalech 11–20 °, 21–30 ° a 11–90 ° flexe kolenního kloubu.

Výsledky ukázaly pouze na signifikantní pokles ( $p = 0,035$ ,  $r = 0,50$ )  $H_{ecc}/Q_{con}$  poměru v celém rozsahu flexe (11–90 °) kolenního kloubu při rychlosti 120 °/s. Ostatní změny nebyly statisticky významné. Z hlediska námi sledovaných parametrů tedy absolvování únavového protokolu u našeho souboru fotbalistů nezvyšuje riziko poranění LCA.



## 9 SUMMARY

The injury of anterior cruciate ligament belongs among the gravest sporting injuries. However, the statistics shows that most of the injuries tend to happen at the very end of the match or half time. Therefore it is supposed that the exhaustion has a massive impact on neuromuscular control of joints' stability. Isokinetic dynamometry is generally respected diagnostic method thanks to which the individuals who are potentially in danger could be (at certain level) identified.

Evaluation of so-called H/Q ratios – strength ratios of flexors and extensors of knee joints has its difficulties. There is a certain consensus that specifies the normative values minimalizing the danger of LCA injury. Nevertheless, there are only a few essays focusing on isokinetic diagnostics of young sportsmen in relation to exhaustion.

The aim of this thesis was to examine the changes of functional and conventional power ratio of flexors and extensors of the knee joint during the isokinetic examination after completing specific fatigue protocol SAFT<sup>90</sup>. The athletes were measured at the following angular velocities 60 °/s, 120 °/s and 180 °/s and at the specific angle intervals 11–20 °, 21–30 ° and 11–90 ° of the knee joint flexion.

Results have shown only significant decrease ( $p = 0,035$ ,  $r = 0,50$ )  $H_{ecc}/Q_{con}$  of ratio in whole range of the knee joint flexion (11–90 °) at a velocity 120 °/s. Other changes were not statistically significant. Considering the parameters we were testing – completion of the fatigue protocol SAFT<sup>90</sup> does not increase the danger of possible LCA injuries.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, P., Larsson, B., & Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 231–237.
- 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 injury in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17, 705–729.
- 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.
- Bernaciková, M., Kalichová, M., & Beránková, L. (n. d.). *Druhy svalové kontrakce*. Retrieved 15. 11. 2014, from the World Wide Web: [http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/druhy\\_svalove\\_kontrakce.html](http://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/druhy_svalove_kontrakce.html).
- Blackburn, T. A., & Craig, E. (1980). Knee anatomy: A brief review. *Physical Therapy*, 60 (12), 1556–1560.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., Jr. & Garrett, W. E., Jr. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23, 573–578.
- Boden, B. P., Sheehan, F. T., Torg, J. S., & Hewett, T. E. (2010). Non-contact anterior cruciate ligament injuries: Mechanisms and risk factors. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 18(9), 520–527.
- Camarda, S. R. de A., & Denadai, B. S. (2012). Does muscle imbalance affect fatigue after soccer specific intermittent protocol? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15, 355–360.
- Cohen, J. (1998). *Statistical power analysis for the behavioral science*. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates, Inc.
- 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.
- Croisier, J. L., Reveillon, V., Ferret, J. M., Cotte, T., Genty, M., Popovich, N. et al. (2003). Isokinetic assessment of knee flexors and extensors in professional soccer players. [Abstrakt]. *Isokinetics and Exercise Science*, 11, 61–62.

- Čihák, R. (2011). *Anatomie I* (3rd ed.). Praha: Grada.
- De Ste Croix, M. B. A. (n. d.). *Protect her knees – Exploring the role of football specific fatigue on dynamic knee stability in female youth football players. UEFA Research fund*. University of Gloucestershire.
- De Ste Croix, M. B. A., Deighan, M. A., & Armstrong, N. (2007). Functional eccentric-concentric ratio of knee extensors and flexors in pre-pubertal children, teenagers and adult males and females. *International Journal of Sports Medicine*, 28(9), 768–772.
- Dirnberger, J., Kösters, A., & Müller, E. (2012). Concentric and eccentric isokinetic knee extension: A reproducibility study using the IsoMed 2000-dynamometer. *Isokinetics Exercise Science*, 20, 31-35.
- Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics. muscle testing, interpretation and clinical applications* (2nd ed). London: Elsevier.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2009). Injury incidence and injury patterns in professional football: the UEFA injury study. *British Journal of Sports Medicine*, 45: 553–558.
- FIFA (n. d.). *Big Count*. Retrieved 2. 10. 2014, from the World Wide Web: <http://www.fifa.com/worldfootball/bigcount/index.html>.
- Forbes, H., Bullers, A., Lovell, A., McNaughton, L. R., Polman, R. C., & Siegler J. C. (2009). Relative torque profiles of elite male youth footballers: Effects of age and pubertal development. *International Journal of Sports Medicine*, 30, 592–597.
- Flynn, R. K., Pedersen, Ch. L., Birmingham, T. B., Kirkley, A., Jackowski D., & Fowler P. J. (2005). The familial predisposition toward tearing the anterior cruciate ligament: a case control study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(1), 23–28.
- Garrett, W. E., Jr., & Yu, B. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injuries. In Ch. C. Prodromos (Ed.), *The anterior cruciate ligament* (pp. 12–17 ). Philadelphia, PA: Elsevier.
- Griffin, L. Y., & Kercher, J. (2008). Risk and gender factors for noncontact anterior cruciate ligament injury. In Ch. C. Prodromos (Ed.), *The anterior cruciate ligament* (pp. 18–27). Philadelphia, PA: Elsevier.

- Häggglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2008). Injuries among male and female elite football players, *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sport*, 19, 819–827.
- Hashemi, J., Breighner, R., Jang, T.-H., Chandrashekar, N., Ekwaro-Osire, S., & Slauterbeck, J. (2010). Increasing pre-activation of the quadriceps muscle protects the anterior cruciate ligament during the landing phase of a jump: An in vitro simulation. *The Knee*, 17, 235–241.
- Havlíčková, L. (2003). *Fyziologie tělesné zátěže I.* (2nd ed.). Praha: Karolinum.
- Hawkins, R. D., & Fuller, C. W. (1999). A prospective epidemiological study of injuries in four English professional football clubs. *British Journal of Sports Medicine*, 33, 196–203.
- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 311–319.
- Huston, L. J. (2007). Clinical biomechanical studies on ACL injury risk factors. In T. E. Hewett, S. J. Shultz, & L. Y. Griffin (Eds.), *Understanding and preventing noncontact ACL injuries*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Ireland, M. L. (2007). Sport-specific injury mechanisms associated with pivoting, cutting and landing. In T. E. Hewett, S. J. Shultz, & L. Y. Griffin (Eds.), *Understanding and preventing noncontact ACL injuries*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints. Volume two. Lower Limb* (5th ed.). London: Churchill Livingstone.
- Kirtley, Ch. (2006). *Clinical gait analysis, Theory and practise*. London: Elsevier.
- Langmeier M. et al. (2009). *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada.
- Latash, M. L. (1998). *Neurophysiological basis of movement*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B., & Woo, S.-L. Y. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics* 32, 395–400.
- Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén.
- Mayer, M., & Smékal, D. (2004). Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 111–117.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Barber Foss, K. D., Liu, C., Nick, T. G., & Hewett, T. E. (2009). The relationship of hamstrings and quadriceps strength to anterior cruciate ligament injury in female athletes. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 19(1), 3–8.

- Neumann, D. A. (2002). Knee. In D. A. Neumann (Ed.), *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. St. Louis, MO: Mosby, Inc.
- 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.
- Oliveira, A. deS. C., Caputo, F., Gonçalves, M., & Denadai, B.S. (2009) Heavy-intensity aerobic exercise affects the isokinetic torque and functional but not conventional hamstrings:quadriceps ratios, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 1079–1084.
- Padulo, J., Tiloca, A., Powell, D., Granatelli, G., Bianco, A., & Paoli, A. (2013). EMG amplitude of the biceps femoris during jumping compared to landing movements. *Springer Plus*, 2:520, 1–7.
- Petersen, W., & Zantop, T. (2007). Anatomy of the anterior cruciate ligament with regard to its two bundles. [Abstrakt]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 454(1), 35–47.
- Pravidlová komise FAČR (2011). *Pravidla fotbalu platná od 1. 7. 2011*. Praha: Olympia.
- Ratel, S., Duché, P., & Williams, C. A. (2006). Muscle fatigue during high-intensity exercise in children. *Sports Medicine*, 36(12), 1031–1065.
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 71–79.
- Roig, M., O'Brien, K., Kirk, G., Murray, R., McKinnon, P., Shadgan, B., & Reid, W. D. (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, 556–568.
- Rumpf, M. C., & Cronin, J. (2012). Injury incidence, body site, and severity in soccer players aged 6–18 years: Implications for injury prevention. *Strength and Conditioning Journal*, 34(1), 20–31.
- Shea, K. G., Pfeiffer, R., Wang, J. H., Curtin, M., & Apel, P. J. (2004) Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: An analysis of insurance data. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 24(6), 623–628.
- Shimokochi, Y., & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*, 43(4), 396–408.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control. Translating research into clinical practise*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.

- Scherrer, J. (1995). *Únava* (M. Máček, Trans.). Praha: Victoria publishing. (Original work published 1989).
- Small, K., McNaughton, L., Greig, M., & Lovell, R. (2010) The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk, *Journal of Science & Medicine in Sport*, *13*, 120–126.
- Starman, J. S., Ferretti, M., Järvelä, T., Buoncristiani, A., & Fu, F. H. (2008). Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. In Ch. C. Prodromos (Ed.), *The anterior cruciate ligament* (pp. 3–11). Philadelphia, PA: Elsevier.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky* (3rd ed.). Praha: Grada.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2rd ed.). Praha: Triton.
- Worrell, T. W., Perrin, D. H., & Denegar, C. R. (1989). The influence of hip position on quadriceps and hamstring peak torque and reciprocal muscle group ratio values. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*, *11*, 104–107.
- Yu B., Chappell J. D., & Garrett W. E. (2006). Authors' response to letter to the editor. *American Journal of Sports Medicine*, *34*(2), 312–315.

## 11 PŘÍLOHY

### Příloha 1. Informovaný souhlas



Univerzita Palackého  
v Olomouci

Fakulta  
tělesné kultury

### INFORMOVANÝ SOUHLAS

#### Únava a riziko zranění kolena a hamstringů fotbalistů žákovských kategorií

Jméno a příjmení: \_\_\_\_\_

Datum narození: \_\_\_\_\_

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

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

Podpis zákonného zástupce účastníka: \_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_

Podpis řešitele pověřeného touto studií: \_\_\_\_\_

Datum:

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

## Příloha 2. Vyjádření etické komise



**Fakulta tělesné kultury  
Univerzity Palackého  
tř. Míru 115  
OLOMOUC**

### **Vyjádření Etické komise FTK UP**

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

Na základě žádosti ze dne 10. 5. 2013 byl projekt výzkumné práce autora  
**doc. PaedDr. Michala Lehnerta, Dr.**

s názvem

**Únava a riziko zranění kolena a hamstringů fotbalistů žákovských kategorií.**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 40 / 2013  
dne: 15. 5. 2013.

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

**Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

razítko fakulty

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



### Příloha 3. Dotazník

#### Dotazník

datum: .....

#### Únava a riziko zranění kolena a hamstringů fotbalistů žákovských kategorií

Vyplnění tohoto dotazníku Vám nezabere více, než cca 10 min. Věnujte, prosíme, pozornost všem otázkám. Přispějete tím ke zkvalitnění výstupů celého projektu. Děkujeme!

Jméno a příjmení probanda: .....

Věk: .....

Věková kategorie, za kterou obvykle nastupujete (U13, U14, U15): .....

Dominantní horní končetina (psaní, česání, čištění zubů) .....

Dominantní dolní končetina

- 1) Kterou nohou kopnete do míče? .....
- 2) Kterou nohou zvedáte malý předmět? .....
- 3) Kterou nohou rozšlápnete malý předmět? .....
- 4) Kterou nohou první vystoupíte na schod? .....

Úrazy na dolních končetinách (zlomeniny, distorze, operace) - zakroužkujte

- |   |          |                  |
|---|----------|------------------|
| 1) Kyčelní kloub pravý  | ANO – NE | typ úrazu: ..... |
| 2) Kyčelní kloub levý   | ANO – NE | typ úrazu: ..... |
| 3) Kolení kloub pravý   | ANO – NE | typ úrazu: ..... |
| 4) Kolení kloub levý  | ANO – NE | typ úrazu: ..... |
| 5) Hlezenní kloub pravý   | ANO – NE | typ úrazu: ..... |
| 6) Hlezenní kloub levý  | ANO – NE | typ úrazu: ..... |
| 7) Jiné poranění dolní končetiny (např. poranění svalu – natažení, natržení, atd.): |          | .....            |

Bolesti bederní páteře: ANO – NE (zakroužkujte)

Pokud ANO, jak často: .....

Jiné zdravotní potíže (operace, alergie, skolióza, vadné držení těla, ortopedické vložky do bot, široké balení v dětství, atd.):

.....  
.....

Pravidelně provozované aktivity mimo tréninkový proces (tanec, lyžování, plavání, atd.):

.....

Berete pravidelně léky: ANO – NE (zakroužkujte)

Pokud ANO, uveďte které:

.....  
.....

**Příloha 4.** Testovací pozice na přístroji IsoMed 2000

