

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Vliv únavy na dynamickou stabilitu kolenního kloubu
a riziko zranění předního zkříženého vazů u adolescentních
hráčů basketbalu**

Diplomová práce (magisterská)

Autor: Bc. Kristýna Horutová, obor Fyzioterapie

Vedoucí práce: Doc. PaedDr. Michal Lehnert Dr.

Olomouc 2017

Jméno a příjmení autora: Bc. Kristýna Horutová

Název diplomové práce: Vliv únavy na dynamickou stabilitu kolenního kloubu a riziko zranění předního zkříženého vazy u adolescentních hráčů basketbalu

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2018

Abstrakt: Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda se u basketbalistů v průběhu adolescence mění vliv specifické únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu (KOK). Vybraní elitní hráči byli rozděleni dle věku do skupiny U16 (N=11; 16,1 ± 0,4 let) a U18 (N=10; 17,7 ± 0,4 let). Skupina U18 byla měřena v roce 2015 a 2016, U16 pouze v roce 2015. Sledovanými parametry byly absolutní a relativní tuhost dolních končetin (ABSLS; RELLS), index reaktivní síly (RSI) a funkční poměry izokinetické síly hamstringů a kvadricepsu (H/Q_f) pro dominantní a nedominantní dolní končetinu (DDK; NDK) při úhlových rychlostech 60°/s a 180°/s. Z výsledků v prvním roce sledování vyplývá, že u kategorie U16 a U18 nedošlo k významnému zhoršení sledovaných hodnot po absolvování specifického únavového protokolu BUP28. Porovnání diferencí hodnot sledovaných parametrů před a po absolvování BUP28 mezi U16 a U18 v roce 2015 nepotvrdilo ani v jednom případě statisticky významný rozdíl. Porovnání diferencí v prvním a druhém roce sledování kategorie U18 nepotvrdilo vliv věku na změny sledovaných hodnot po únavě. Výsledky studie neukázaly na signifikantní zhoršení sledovaných ukazatelů svalové a nervosvalové komponenty dynamické stability KOK po absolvování specifického únavového protokolu a nepotvrdily vliv věku na velikost změn sledovaných ukazatelů.

Klíčová slova: tuhost dolních končetin, index reaktivní síly, H/Q_f poměr, basketbal, adolescenti, únava

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Name and surname: Bc. Kristýna Horutová

Title of thesis: Influence of fatigue on dynamic stability of the knee joint and the risk of anterior cruciate ligament injury in adolescent basketball players

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor of the thesis: Doc. PaedDr. Michal Lehnert Dr.

Year of defence of the thesis: 2018

Abstract: The aim of this diploma thesis was to determine the impact of specific fatigue and adolescence on muscular and neuromuscular component of knee joint dynamic stability of basketball players. Chosen elite players were separated by age into groups U16 (N=11; $16,1 \pm 0,4$ years) and U18 (N=10; $17,7 \pm 0,4$ years). Group U18 was measured in 2015 and 2016, U16 only in 2015. Monitored parameters were absolute and relative leg stiffness (ABSLS; RELLS), reactive strength ratio (RSI) and functional ratio of isokinetic strength of hamstrings and quadriceps (H/Q_f) for dominant and non-dominant leg (DDK; NDK) at angular velocities $60^\circ/s$ and $180^\circ/s$. Results from the first year of observation indicate that there was no significant deterioration of measured values in the U16 and U18 after completion of the specific fatigue protocol BUP28. Comparison of differences of monitored values before and after BUP28 did not confirm statistically significant difference between U16 and U18 in 2015. Comparison of differences in the first and second year of U18 observation did not confirm the influence of age on changes in post-fatigue monitored values. The results of the study did not show a significant deterioration in the monitored indicators of muscle and neuromuscular components of dynamic stability of KOK after completing a specific fatigue protocol and did not confirm the influence of age on the size of changes in monitored indicators.

Key words: : leg stiffness, reactive strength index, H/Q_f ratio, basketball, adolescent, fatigue

I agree with lending of the thesis within the library services.

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

6. 12. 2017

.....

Diplomová práce vznikla za podpory projektu IGA 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, který mi poskytl při vedení a zpracování diplomové práce. Dále děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování dat a celému kolektivu, který se podílel na realizaci měření. V neposlední řadě bych chtěla poděkovat také své rodině za trpělivost a podporu nejen při psaní této práce, ale i v průběhu celého studia.

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

- ABSLS – absolute leg stiffness (absolutní tuhost dolní končetiny)
- BUP28 – specifický únavový protokol pro basketbal
- CON – konvenční
- DDK – dominantní dolní končetina
- DK – dolní končetina
- EX – extenze (extenzory)
- FL – flexe (flexory)
- FUNC – funkční
- H – hamstringy (flexory kolenního kloubu)
- H/Q poměr – poměr momentu síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu
- H/Q_C – konvenční poměr svalové síly flexorů a extenzorů kolene (Hcon/Qcon)
- H/Q_F – funkční poměr svalové síly flexorů a extenzorů kolene (Hecc/Qcon)
- KOK – kolenní kloub
- LCA – ligamentum cruciatum anterius
- LCP – ligamentum cruciatum posterius
- lig., ligg. – ligamentum, ligamenta
- LS – leg stiffness (tuhost dolní končetiny)
- M – aritmetický průměr
- m., mm. – musculus, musculi
- Max – maximum
- Mdn – medián
- Min – minimum
- n – počet
- NDK – nedominantní dolní končetina
- Q – m. quadriceps femoris (extenzor kolenního kloubu)
- RELLS – relative leg stiffness (relativní tuhost dolní končetiny)
- RSI – reactive strength index (index reaktivní síly)
- SD – směrodatná odchylka
- U16 – skupina basketbalistů s průměrným věkem 16 let
- U18 – skupina basketbalistů s průměrným věkem 18 let

OBSAH

1	ÚVOD.....	10
2	PŘEHLED POZNATKŮ	11
2.1	Kolenní kloub	11
2.1.1	Anatomie kolenního kloubu.....	11
2.1.2	Kineziologie kolenního kloubu.....	14
2.1.3	Ligamentum cruciatum anterius (LCA).....	15
2.1.4	Dynamické stabilizátory kolenního kloubu	17
2.1.5	Neuromuskulární kontrola stability kolenního kloubu	18
2.2	Basketbal a charakter nejčastějších zranění	18
2.3	Únava	22
2.3.1	Druhy únavy a její vliv na riziko zranění LCA	23
2.4	Adolescentní věk a jeho specifika	27
2.4.1	Rozdíl mezi únavou u dětí, adolescentů a dospělých	27
2.5	H/Q poměr a jeho významnost v prevenci zranění.....	29
2.5.1	H/Q poměr a únava	30
2.6	Index reaktivní síly (RSI).....	30
2.7	Tuhost dolní končetiny - leg stiffness (LS).....	31
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	32
3.1	Cíle.....	32
3.2	Dílčí cíle.....	32
3.3	Výzkumné otázky.....	32
4	METODIKA.....	33
4.1	Charakteristika výzkumného souboru	33

4.2	Postup měření.....	34
4.2.1	Rozcvičení před měřením	34
4.2.2	Měření reaktivního silového indexu, svalové tuhosti a H/Q_f	34
4.2.3	Specifický únavový protokol	37
4.2.4	Statistické zpracování dat	38
5	VÝSLEDKY	39
6	DISKUZE	45
7	ZÁVĚRY.....	53
8	SOUHRN	54
9	SUMMARY	55
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	57
11	PŘÍLOHY	67

1 ÚVOD

Riziko zranění se vyskytuje ve všech sportech, na všech výkonnostních stupních a v každém věku. Basketbal je dynamický sport, při kterém dochází k častému střídání směrů, zrychlování pohybů a rychlým výměnám mezi hráči a hlavně střelby z výskoku. Nejdůležitější motorické dovednosti jsou pro basketbalisty běh a výskoky. Jelikož se jedná o vysoce kontaktní hru, úrazy jsou zde velmi časté - ať už z důvodu nekontrolovatelného dopadu nebo kontaktu s protihráčem.

I když je basketbal vysoce kontaktní sport, až v 70-80 % případů se jedná o nekontaktní poranění, která vzniknou bez působení vnější síly nebo protihráče. K nekontaktnímu zranění kolenního kloubu (KOK) nejčastěji dochází při těžkém dopadu s téměř extendovanou dolní končetinou, kdy se koleno vychýlí do valgozity. Další příčinou vzniku nekontaktního poranění je nedostatečná funkce pasivních a dynamických stabilizátorů KOK. Správná funkce a rovnováha zapojení svalů je důležitá pro optimální stabilizaci opěrných kloubů a tím snižuje riziko zranění. K těm nejzávažnějším bezkontaktním poraněním patří poškození předního zkříženého vazů (LCA). Dochází k nim hlavně při dopadech a rychlých změnách směru. Závažná jsou proto, že hráče vyřadí na dlouhý čas z tréninku a soutěží, mají tendenci se vracet a vedou k časnějším degenerativním změnám. Tím omezují možnost plynulého rozvoje sportovní kariéry mladých sportovců.

Významnou roli při vzniku zranění může hrát také únava sportovce. Riziko zranění ve sportu se zvyšuje s postupnou kumulací únavy, což potvrzuje řada studií, které zjistily vyšší incidenci zranění v posledních minutách utkání, popř. na konci prvního poločasu. Únava zhoršuje nervosvalovou komponentu dynamické stability KOK. KOK se tak může dostat do pozice, kde jsou jeho pasivní stabilizátory pod velkým tlakem a následně se mohou poškodit. Jako riziková skupina jsou uváděni mladí sportovci, jelikož riziko zranění je u nich větší než u dospělých jedinců a navíc jim zranění v tomto věku může zhatit dobře vypadající sportovní kariéru.

Diplomová práce se snaží zjistit, zda se u hráčů basketbalu v průběhu adolescence mění vliv specifické únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability KOK. Dále se snaží posoudit, zda u sledovaných adolescentních hráčů basketbalu existují mezi kategoriemi U16 a U18 odlišnosti ve vlivu specifické únavy na sledované hodnoty.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Kolenní kloub

Kolenní kloub je největším a nejsložitějším synoviálním kloubem v těle. Nachází se uprostřed dolní končetiny a umožňuje její ohyb. Bez této flexe by nebyla možná chůze (Gross, Fetto, Supnick, Zemanová & Vacek, 2005).

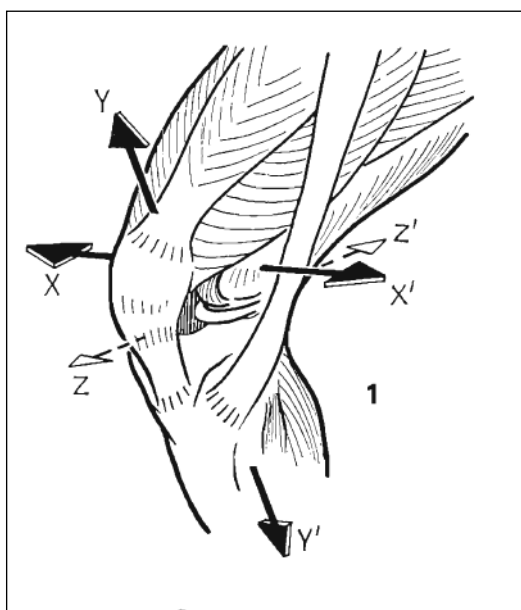
2.1.1 Anatomie kolenního kloubu

Kolenní kloub je složen ze tří kostí (femur, tibia a patella), které jsou vzájemně propojeny a tvoří tak dva klouby: femorotibiální a femoropatelní. Femorotibiální kloub je tvořen dvěma velkými kondylami femuru (kloubní hlavice) a kondylami tibie (kloubní jamka). Jelikož je zakřivení femorálních kondylů větší a nekoresponduje s kondylami tibie, kloub je nestabilní (Gross et al., 2005). Kontakt mezi femurem a tibí je prakticky v horizontále - tibia při stožení směřuje svisle distálně a tělo femuru je odkloněno od vertikály. S osou tibie tak svírá zevně otevřený úhel - fyziologický abdukční úhel. Ten se pohybuje v rozmezí 170° - 175° (ženy mají menší, díky širší pánvi). V praxi se však častěji používá termínu Q-úhel, který je namísto tupého abdukčního úhlu vyjádřen doplňujícím úhlem do vertikály. Zároveň je úhlem, který svírá osa tahu m. quadriceps femoris a osa ligamentum patellae. Norma se pohybuje u mužů kolem 10° a u žen maximálně 15° (Čihák, Grim, Fejfar & Univerzita, 2011). K zajištění stability femorotibiálního kloubu přispívá dynamická a statická komponenta (svaly a vazy). Dále také menisky, srpkovité útvary vazivové chrupavky, které vyrovnávají inkongruenci mezi kondylami femuru a tibie (Gross et al., 2005).

Menisky - mediální a laterální, se liší jak tvarem, tak velikostí. Na vnitřním obvodu jsou tenké, směrem vnějším se zvyšují. Při pohybu kolene do flexe se posunují dozadu a při extenzi zpět do základní polohy a zároveň mění tvar. Většího rozsahu je schopen laterální meniskus, který je svým zadním obvodem propojen s m. popliteus, jehož stahy mohou také ovlivnit polohu a tvar menisku. Mediální meniskus je méně pohyblivý, protože je spojen s mediálním kolaterálním vazem v jeho zadní části (Čihák et al., 2011). Až při 95 % poškození menisků se jedná o mediální (Kolář, 2009). Zároveň může být ovlivněn stahem m. semimembranosus, protože je s ním spojen ve své dorsomediální části (skrže kloubní pouzdro). Při odtržení menisků od kloubního pouzdra může dojít k uvolnění a uskřínutí mezi kloubními plochami (Čihák et al., 2011).

Femoropatelární kloub spojuje oba kondyly femuru se zadní stranou pately. Kloubní plocha pately je rozdělena podélně na dvě fasety a je zasazena do konkávního prohnutí mezi kondyly femuru (Gross et al., 2005).

Kolenní kloub je středním kloubem dolní končetiny s hlavním jedním stupněm volnosti. Přídavným stupněm volnosti je možnost rotace při flektovaném kolenním kloub (obr. 1). Z mechanického hlediska je tento kloub kompromisem mezi vysokou stabilitou při extenzi a velkou mobilitou při mírné flexi (tato mobilita je nezbytná při běhu a optimálním nastavení aker při nerovnostech podložky).



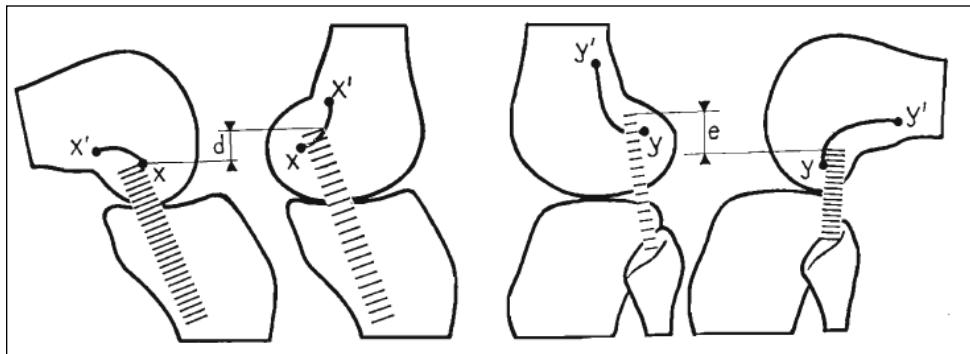
Obrázek 1. Dva stupně volnosti flektovaného kolenního kloubu (Kapandji, 1998)

Během flexe je kolenní kloub nestabilní, nejvíce náchylná ke zranění jsou ligamenta a menisky. Během extenze dojde při úrazu nejpravděpodobněji k fraktuře kloubní plochy nebo k ruptuře ligamenta (Kapandji, 1998).

Vazivový aparát

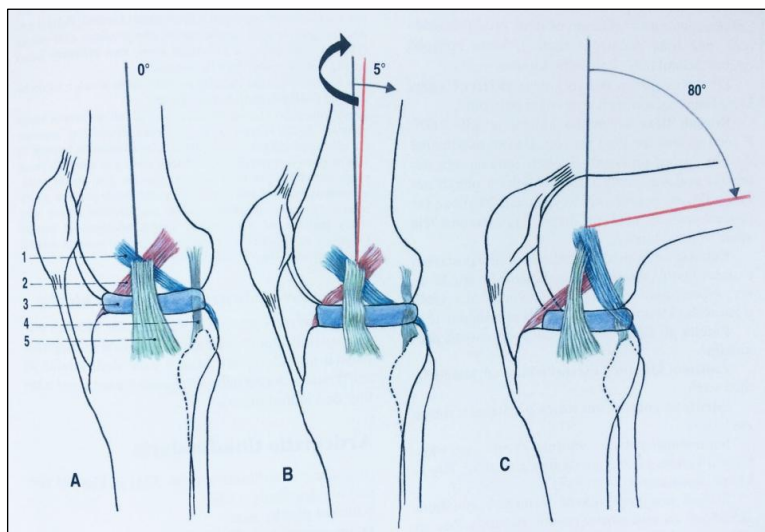
Vazy zesilující kolenní kloub jsou: vazy kloubního pouzdra a nitrokloubní vazy spojující femur s tibií. Ligamenta kloubního pouzdra působící zepředu jsou: šlacha m. quadriceps femoris, která se připojuje na patelu a lig. patellae (její pokračování k tuberositas tibie) a retinacula patellae (pruhy, jenž obchází patelu z obou stran a brání postrannímu vybočení). Z boku stabilizují kloub: lig. collaterale tibiale a fibulare - postranní vazy. Při extenzi jsou maximálně napjaty a udržují tak stabilitu, při flexi jsou

uvolněná (obr. 2). Zezadu se upínají: lig. popliteum obliquum a lig. popliteum arcuatum - jsou méně významné.



Obrázek 2. Postranní vazy během flexe a extenze (Kapandji, 1998)

Mezi nitrokloubní vazy patří: ligamenta cruciata genus - zkřížené vazy spojující femur s tibií. Lig. cruciatum anterius (LCA, přední zkřížený vaz) jde z vnitřní plochy laterálního kondylu femuru do area intercondylaris anterior na tibií. Lig. cruciatum posterius (LCP, zadní zkřížený vaz) začíná ze zevní plochy vnitřního kondylu femuru, zadem kříží lig. cruciatum anterius a končí v area intercondylaris posterior na tibií. Podle Grosse (2015) se jedná o nejmohutnější vaz kolene a v průměru je o 50 % větší a silnější než LCA. Oba tyto vazy se napínají při flexi a zajišťují předozadní stabilitu (obr. 3). Dále jsou odpovědní za omezení vnitřní rotace, jelikož se na sebe navíjejí. Dalšími nitrokloubními vazy jsou: lig. transversum genus a lig. meniscefemorale posterius (Čihák et al., 2011). V dalších kapitolách se budeme vzhledem k problematice této práce podrobněji zabývat LCA neboli předním zkříženým vazem.



Obrázek 3. LCA a LCP při flexi kolenního kloubu (Čihák et al., 2011)

2.1.2 Kineziologie kolenního kloubu

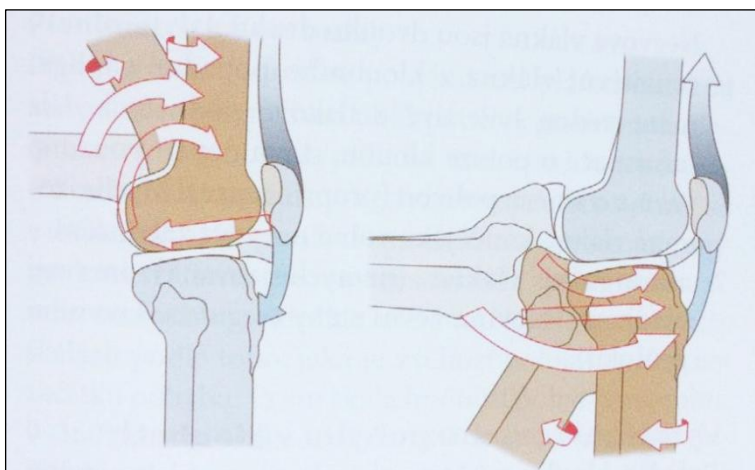
Pohyby do flexe a extenze jsou hlavními pohyby kolenního kloubu a jejich rozsah se měří od pozice vyhovující těmto kritériím (výchozí pozice): osa nohy je v jedné linii s osou stehna při pohledu z boku, je to pozice, kdy je dolní končetina nejdelší.

Extenze je definovaná jako pohyb zadní části nohy od zadní strany stehna. Z výchozí pozice lze dosáhnout pasivní extenze v rozmezí 5° - 10° , což bývá nazýváno "hyperextenzí", která je pro některé osoby přirozená, a může vést až ke genu recurvatum. Aktivní extenze jde za výchozí polohu jen zřídka a záleží také na pozici kyčelního kloubu. Efektivnost m. rectus femoris jakožto extenzora kolene stoupá s extenzí v kyčli. Relativní extenzí se rozumí pohyb do plné extenze z jakéhokoliv stupně flexe. Běžně k ní dochází při chůzi.

Flexe je pohyb zadní části nohy směrem k zadní straně stehna. Flexe může být absolutní - z výchozí pozice, nebo relativní - z kterékoliv pozice nebo částečné flexe. Rozsah flexe opět závisí na poloze kyčle a způsobu vykonání pohybu (aktivní, pasivní). Aktivní flexe dosahuje až 140° , pokud je kyčel flektovaná, s extendovanou pouze 120° (hamstringy ztrácí maximální účinnost). Pasivní flexe je možná až do 160° , kdy dojde ke kontaktu paty a svalů gluteálních. Při patologickém zkrácení se pata nedostane do kontaktu a to může být způsobeno zkrácením m. quadriceps femoris nebo zkrácenými kapsulárními ligamenty.

Rotace v kolenním kloubu podél osy tibie je možná pouze při flexi. Vychází se z pozice, kdy měřený sedí na kraji stolu s 90° flexí v kolenním kloubu a palce mu směřují mírně ven. Mediální (vnitřní) rotace přibližuje palec mediálně a hraje svou roli při addukci nohy. Laterální (zevní) rotace naopak oddaluje palec laterálně a je součástí pohybu abdukce nohy. Stupně se liší podle velikosti flexe, převládá však názor, že laterální má rozsah až 40° , zatímco mediální do 30° . Při měření pasivního rozsahu měřený leží na břiše s flexí v kolenou a rozsahy jsou větší u obou rotací (Kapandji, 1998). Oproti tomu Kolář (2009) uvádí vnitřní rotaci pouze v rozsahu 10° a zevní podle stupně flexe kolena 30° - 40° . Rotace probíhají při posunu menisků v meniskotibiálním skloubení. V neposlední řadě je třeba zmínit rotaci automatickou, která nastává v konečných pozicích flexe i extenze kolene. Při plné extenzi je přítomna rotace laterální (zevní) a ve flexi naopak mediální (vnitřní) (Kapandji, 1998).

Pohyb z plné extenze do flexe je složitý a můžeme si jej popsat takto: v plné extenzi nejsou rotační pohyby možné, je nutné "odemknutí" kolene. K tomu dojde s prvními pěti stupni flexe, kdy se tibia točí dovnitř a povoluje se LCA. Osa rotace je zde z hlavičky femuru do středu laterálního kondylu, a tímto se laterální kondyl otáčí a mediální posouvá. Při fixované noze s podložkou se femur točí zevně, oproti rotaci dovnitř při noze volné (bez kontaktu země). Rozsah rotace se zvyšuje nejvíce mezi 45° - 90° flexe. Mimo rotaci dochází také k valivému pohybu kondylů femuru (obr. 4) po tibiálních plató. K tomu dojde po začátku rotace a děje se hlavně v meniskofemorálních kloubech. Dokončení flexe se realizuje posuvným pohybem kondylů po tibiálních plató. Menisky mění svůj tvar a kondyly se posouvají po tibia směrem vzad. Patela klouže distálně.



Obrázek 4. Pohyb v kolenním kloubu - složený pohyb rotace, valivé a smykové komponenty (Kolář, 2009)

Při extenzi je děj přesně opačný, tzn. že extenze začne posuvným pohybem dopředu, následuje valivý pohyb femuru po kondylech a končí uzamčením kolene rotací tibie zevně. Patela klouže proximálně (Kolář, 2009).

2.1.3 Ligamentum cruciatum anterius (LCA)

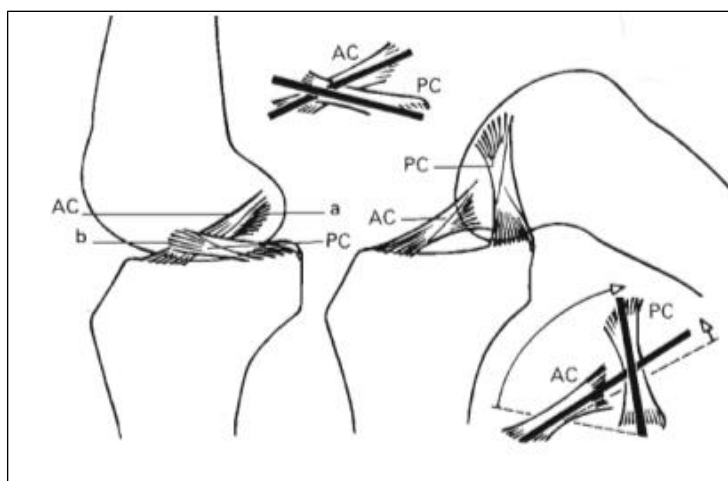
Kapandji (1998) rozděluje LCA na 3 různé části:

- a) anteromediální - nejpovrchověji uložená, nejdelší a nejvíce náchylná k poškození,
- b) posterolaterální - ležící pod anteromediální částí, nebývá poškozena při částečných rupturách ligamenta,
- c) intermediální.

Jako celek je vaz zkroucený, tím pádem se jeho nejvíce anteriorní tibiální vlákna upínají na femur zepředu a inferiorně. Oproti tomu zadní tibiální vlákna končí na femuru superiorně. Ve výsledku to znamená, že délka vláken kolísá podle samotné lokalizace. Dle Bonnella se může pohybovat od 1, 85 do 3, 35 cm.

Oproti Kapandjimu, Petersen & Zantop (2007) rozdělují LCA na 2 části - anteromediální a posterolaterální svazek. Při extenzi v kolenu popisují posterolaterální část jako napjatou a anteromediální jako mírně volnou. Při postupné flexi dojde k větší horizontální orientaci úponového místa na femuru, což způsobí větší napětí anteromediální části a relaxaci posterolaterálního svazku.

Poloha vazů v prostoru vypadá následovně: v sagitální rovině je LCA zkřížen s LCP tak, že přední jde šikmo nahoru a dozadu a zadní jde nahoru a dopředu (obr. 5). Ve frontální rovině se kříží také - zadní jde šikmo nahoru a mediálně a přední šikmo nahoru a laterálně. V horizontále ke křížení nedochází - vlákna jdou paralelně společně.



Obrázek 5. Křížení LCA a LCP v sagitální rovině (Kapandji, 1998)

Ke křížení nedochází pouze mezi LCA a LCP. LCA je překřížen s laterálním postranním vazem a LCP s mediálním. LCA a LCP se liší stupněm inklinace. Při extenzi v kolenu je LCA více vertikálně než LCP. Jejich inzerční místa na femuru ukazují podobné rozdíly: a to, že LCP má horizontální inzerci a LCA vertikální (obr. 5). Při flektovaném kolenu se LCP, které při extenzi leželo horizontálně, zvedne výrazně vertikálně, zatímco LCA se nadzvedne jen málo (Kapandji, 1998).

2.1.4 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu

Dynamická stabilizace je nanejvýš nutná, pokud se jedinec potýká s instabilitou kolene (Blackburn & Craig, 1981). Kapandji (1998) řadí mezi dynamické stabilizátory kolene: m. quadriceps femoris (jako hlavní extenzor), hamstringy - m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus (jako hlavní flexory) a dále m. gracilis, m. sartorius, m. popliteus a v neposlední řadě m. gastrocnemius, který sice nemá velký význam jako flexor kolene, ale je silným extenzorem hlezna a významně se podílí na dynamické stabilizaci kolenního kloubu díky jeho průběhu přes kondyly a aktivaci při chůzi.

M. quadriceps femoris se skládá ze čtyř svalů, z nichž tři jdou přes jeden kloub (m. vastus medialis, m. vastus lateralis a m. vastus intermedius) a jednoho, který jde přes dva klouby (m. rectus femoris). Mm. vasti svým postavením extendují bérce a laterální vastus může i mírně rotovat. M. rectus femoris jde od pánve na tibií a dokáže flektovat kyčel a extendovat koleno. M. quadriceps femoris je schopen vyvinout moment síly až přes 40 kg, což je asi dvojnásobek flexorové skupiny (Gross et al., 2005). Kapandji (1998) udává, že je až třikrát silnější než flexory, jelikož působí proti gravitaci.

Mm. vasti jsou nepostradatelné při stabilizaci kolene, m. vastus medialis je nejvíce citlivý na změny (při bolestech a úrazech kolene jako první atrofuje). Při výpadku funkce m. quadriceps femoris je chůze možná pouze při zachování flexorů kolene v takzvaném funkčním zámku. Stabilita je ohrožena a kolena pracují v rekurvačním postavení. Při volném a jistém stojí se m. quadriceps femoris jako stabilizátor téměř nezapojí. Až se stoupajícími nároky na stabilitu a rychlou změnu polohy se jeho aktivita zvyšuje.

Flexory stehna - hamstringy jsou dvoukloubové svaly, jejichž účinnost flexe závisí na postavení pánve. Se zvětšující se flexí pánve účinnost stoupá. Celková síla flexorů je asi 15 kg, tedy třetinová oproti extenzorové. Často dochází ke zkrácení této svalové skupiny. V menší míře pomáhá flexi i m. sartorius a m. gracilis. M. gastrocnemius má zde menší roli, avšak jak už bylo řečeno, je nepostradatelným plantárním flexorem hlezna a tudíž hnacím motorem při chůzi (Gross et al., 2005). Pro stabilizaci kolenního kloubu při nedostatečném LCA je zapotřebí určité aktivity hamstringů. Míra aktivace je závislá na rychlosti extenze (Yanagawa, Shelburne, Serpas & Pandy, 2002).

2.1.5 Neuromuskulární kontrola stability kolenního kloubu

Řízení motoriky i při jednoduchých úkonech je plastický proces, který podléhá neustálému dohledu a přizpůsobování podle analýzy senzoričkových vjemů, eferentních motorických povelů a výsledného pohybu. Proprioceptivní informace z kloubních a svalových receptorů hrají integrální roli v tomto procesu (Riemann & Lephart, 2002).

Neuromuskulární kontrola je aktivita dynamických stabilizátorů, která nepotřebuje vědomou aktivitu a objevuje se při přípravě a odpovědi na pohyb kloubu v případě udržení nebo obnovení funkční kloubní stability. Účinnost dynamického omezení závisí na úspěchu feed-forward neuromuskulárního mechanismu (předprogramované vzorce svalové aktivace založené na předchozích zkušenostech) a feedbacku (zpětná vazba reflexních cest, která neustále koordinuje svalovou aktivitu). Neuromuskulární kontrola je konkrétně zodpovědná za dynamickou stabilitu, kterou udržuje přes aferentní informace z centrální nervové soustavy (CNS) a eferentní motorickou odpověď (Wikstrom, Tillman, Chmielewski & Borsa, 2006). Dle Koláře (2009) je svalový tonus podmínkou veškeré motoriky. Lze jej popsat jako rezistenci při pasivním natažení svalu. Rozlišujeme dvojí svalový tonus:

- ten, který je zajištěn kontraktálními svalovými strukturami,
- svalový tonus, který je podmíněn vazivovou složkou.

Dále jej lze popsat jako každé svalové napětí, jenž nebylo aktivováno samotným jedincem. Rozlišujeme klidový a reflexní tonus svalu. Klidový má základ v elastických komponentách svalu, představuje dobrou výchozí pozici svalu pro kontrakci. Nemá energetické nároky, trvá dlouhodobě, neunavuje se a nevykazuje činnostní potenciály. Naopak reflexní tonus má podobu slabé izometrické kontrakce, je řízen signalizací ze svalových vřetének (závisí na pasivním protažení svalu a gama-inervaci) a pro jeho aktivitu má význam také senzitivní inervace z okolí kloubů. Pro udržení reflexního napětí není třeba aktivita všech motorických jednotek - ve funkci se střídají. Reflexní tonus napomáhá k uskutečnění rychlé svalové kontrakce (Trojan, 2005).

2.2 Basketbal a charakter nejčastějších zranění

Počátky basketbalu datujeme k roku 1891, kdy se americký učitel Dr. James Naismith snažil svým žákům oživit hodiny tělocviku. Místo košů jak je známe dnes, jim sloužily koše od broskví a hrálo se fotbalovým míčem. Pravidla však byla velmi podobná. Sportovní hra se neustále vyvíjela a od roku 1936 je basketbal olympijským

sportem (ženy od roku 1976). Hra probíhá na rovném hřišti o rozměrech 28 x 15 m, dva koše ve výšce 3,05 m nad palubovkou jsou naproti sobě. Zápas se skládá ze 4 částí trvajících 10 minut a po získání míče mají hráči 24 sekund na zakončení (Coleman & Mullin, 1996).

Basketbal patří ke kolektivním míčovým sportům, kde proti sobě hrají dvě družstva po pěti hráčích. Jedná se o všestrannou sportovní hru, která klade na hráče vysoké nároky z hlediska kondiční připravenosti. Jde o dynamický sport, při kterém dochází k častému střídání směrů, zrychlování pohybů a rychlým výměnám mezi hráči a hlavně střelby z výskoku. Nejdůležitější motorické dovednosti jsou pro basketbalisty běh a výskoky. Během jednoho zápasu může hráč naběhat i více než 6 km. Většinou jsou to kratší sprinty zakončené výskokem. Jelikož se jedná o vysoce kontaktní hru, úrazy jsou zde velmi časté (Velenský, 1999; Mangine et al., 2014).

Basketbal může být zařazen do intermitentní fyzické aktivity v důsledku měnících se situací a herních podmínek a vzhledem k počtu variability zákroků. Intenzita zatížení hráče závisí také na jeho pozici a částečně na úrovni herního výkonu (Hůlka, Cuberek & Belka, 2013). Větší riziko zranění má hráč na pozici pivota, než ten, který se pohybuje na periferii jako rozehrávač nebo křídlo (Gaca, 2009).

Hraní basketbalu již od útlého věku má vliv nejen na zvýšení fyzické kondice a zlepšení schopnosti koordinace dětí, ale i na formování jejich postury. Guedes & Amado João (2014) zkoumali, zda hraní basketbalu u mladých sportovců může ovlivnit jejich posturu. Mladí hráči musí mít velkou vytrvalost, často přetěžují biologické tkáně, což vede k biomechanickým kompenzacím. Vzhledem k nezralosti muskuloskeletálních struktur mohou tyto skutečnosti ovlivnit proces růstu a vést k poruchám postury. Pro posouzení si autoři vybrali 74 mladých a zdravých probandů, z nichž 36 bylo basketbalistů (BG) a 38 bylo vybráno jako kontrolní skupina (CG). Účastníkům byly označeny anatomické body, které pak byly snímány v sagitální a frontální rovině a analyzovány pomocí Postural Analysis Softwaru. Zjistili významné rozdíly ve skupině basketbalistů. Konkrétně: větší laterální úklon páteře, nižší úhel hlavy v neutrální poloze, anteverzi pánve, vertikální zarovnění trupu a hrudní kyfózu. Studie dokázala, že basketbalový trénink ovlivňuje muskuloskeletální systém adolescentů a proces posturální adaptace.

Organizovaný sport mladých se stále více profesionalizuje a s tím souvisí i problémy se zraněním. Incidence se udává v rozsahu 1-10 zranění/1000 hodin.

Asi pětina ze všech zranění je vážnějšího charakteru a vyžaduje klid od sportu nejméně 4 týdny. Až ve 20 % se jedná o recidivující poranění. Zranění v důsledku chronického přetěžování se uvádí až 40 % (Theisen, Malisoux, Seil & Urhausen, 2014).

Studie, kterou v roce 2014 provedl Schwebel & Brezaussek, ukázala, že v USA je každou hodinu ošetřeno přes 37 mladých sportovců (organizovaných i rekreačních). Zjistili také, že nejčastější příčinou těchto zranění je právě basketbal, následovaný fotbalem, jízdám kolem a hraním na dětském hřišti. Rozdíly v pohlaví byly zřetelné vzhledem k charakteru sportu. Ve věku kolem 16. let byla jako hlavní příčina uveden kolektivní sport.

Vzhledem k tomu, že basketbal je kolektivní a kontaktní sport, dochází často ke kontaktním poraněním. Hráčky ženského basketbalu bývají častěji zraněny než muži (Deitch, Starkey, Walters & Moseley, 2006). Podle Beynona & Shultze (2008) je to zřejmě kvůli anatomickým odlišnostem a velký vliv mají také hormony. Rozdíl je i v tuhosti kloubů, kterou mají ženy menší a laxicitě vaziva, která je naopak větší než u mužů (Hsu, Fisk, Yamamoto, Debski & Woo, 2006). Studie Zuckermana et al. (2016), která popisuje epidemiologii zranění v mužské a ženské "National Collegiate Athletic Association (NCAA) basketball" líze během šesti let, naopak ukázala, že muži jsou zranění častěji a příčinou je spíše kontakt s hráčem, zatímco ženy utrpí méně zranění a ta jsou většinou nekontaktního charakteru. Poškození LCA bylo také častější u žen. Závažnost poranění byla horší u žen, ale nelišila se míra úrazů vyžadujících chirurgický zákrok.

Nejčastěji bývají zasaženy kolenní a hlezenní klouby - jejich četnost se liší dle autorů. Salatkaitė, Garbenytė-Apolinskienė, Šiupšinskas, Kajėnienė & Gudas (2016) zmiňují jako nejčastější kolenní kloub (67,9 %), poté hlezenní (21,4 %) a pak ruku (3,6 %). Nejen při zápase dochází ke zranění. Až celých 38,6 % úrazů se stane během tréninku. Deitch et al. (2006) popisují jako nejvíce zasažené oblasti: kolenní kloub (19,1 % ze všech zranění; 13 % během hry), hlezenní kloub (16,9 % ze všech zranění; 20,9 % během hry), lumbosakrální úsek páteře (9 % všech zranění; 7,2 % během hry) a nakonec chodidlo a palec (7,9 % ze všech zranění; 5 % během hry). Gaca (2009) také uvádí jako nejčastější výskyt poranění kolenní kloub. Naopak Bird & Markwick (2016) uvádí, že dvě třetiny všech zranění jsou na dolní končetině, z čehož jsou nejčastější distorze kotníku. Také Zuckerman et al. (2016) ve své studii označili za nejčastěji poškozenou oblast hlezenní kloub. Podle této studie jsou distorze, namožení a kontuze,

největší skupinou zranění. Fraktury nejsou tak běžné, častěji jimi trpí muži, a patří k závažným poraněním. Více diagnóz se lišilo podle pohlaví. Kromě fraktur během zápasu měli muži častěji distorze během tréninku. Zatímco ženy trpěly častěji na kontuze během zápasu a záněty během tréninku.

I když je basketbal vysoce kontaktní sport, až v 70-80 % zranění se jedná o nekontaktní poranění, která vzniknou bez působení vnější síly nebo protihráče. K nekontaktnímu zranění kolenního kloubu nejčastěji dochází při těžkém dopadu na palubovku při téměř extendované dolní končetině, kdy se koleno vychýlí do valgosity. Další příčinou vzniku nekontaktního poranění je nedostatečná funkce pasivních a dynamických stabilizátorů kolenního kloubu (Alentorn-Geli et al., 2009; Prodromos, Chadwick C., 2008; Hughes & Watkins, 2006).

K těm nejzávažnějším poraněním, která vznikají bezkontaktně, bezesporu patří poškození LCA. Dochází k nim hlavně při dopadech a rychlých změnách směru (Koga et al., 2010; Hughes & Watkins, 2006). Závažná jsou proto, že hráče vyřadí na dlouhý čas z tréninku a soutěží, mají tendenci se vracet a vedou k časnějším degenerativním změnám. Tím omezují možnost plynulého rozvoje sportovní kariéry mladých sportovců (Alentorn-Geli et al., 2009).

V souvislosti s častými distorzemi hlezenního kloubu se může zdát, že můžou zvýšit riziko zranění LCA, což Kramer, Denegar, Buckley & Hertel, (2007) potvrdili. Bohužel pouze na malém vzorku 66 probandů (33 probandů s prodělanou distorzí ipsilaterálního hlezna a 33 probandů bez distorze v anamnéze). Gordon, DiStefano, Denegar, Ragle & Norman (2014) předchozí distorzi jako rizikový faktor nevidí a uvádí, že vztah mezi distorzí a poraněním LCA není přesně určen. Munro, Herrington & Comfort (2012) popisují jako možnou predispozici nedostatečnou neuromuskulární kontrolu kolenního kloubu. Při zranění LCA se často vyskytuje flekční postavení a valgózní kolenní kloub, což zvyšuje napětí LCA. Také Hewett et al. (2005) uvádí valgózní úhly v kolenním kloubu jako možnou predispozici pro poškození LCA.

Renstrom et al. (2008) uvádí, že neuromuskulární a proprioceptivní trénink je vhodnou prevencí při riziku poranění LCA, jelikož svalové a nervosvalové řízení kolenního kloubu je důležitým prvkem při redukci napětí vazů a tím i snižuje riziko jeho poškození.

V basketbalu, jak už bylo výše zmíněno, dochází k častým sprintům, změnám směru, výskokům a kontaktu s dalšími hráči. Na všech těchto specifických pohybech se významně podílí svalová skupina flexorů kolenního kloubu (hamstringů) a extenzorů

(m. quadriceps femoris). Právě extenzory jsou nejvíce zapojeny při běhu a skoku, přesněji ve fázi odrazu a dopadu, kdy díky excentrické svalové kontrakci stabilizují kolenní kloub. Flexory kolenního kloubu mají vliv na délku kroku, udržují kloub stabilní při zrychlení, zpomalení, změně směru a při dopadu (Mair, Seaber, Glisson & Garrett, 1996; Newman, Tarpenning & Marino, 2004).

Ne vždy se však poraní kloub nebo vaz. V basketbalu jsou častá také zranění svalů, která mohou vznikat při nekoordinovaných pohybech. Podle závažnosti poranění Pilný (2007) rozlišuje:

- a) svalovou distenzi (drobné trhliny ve svalů),
- b) částečnou rupturu,
- c) celkovou rupturu.

Například hamstringy mají tendenci se poranit během pozdní letové fáze při sprintu. Vrchol napětí hamstringů při sprintu negativně koreluje s jejich flexibilitou a liší se individuálně. Rozsah možného napětí svalů je při sprintu různý, což vysvětluje následný vznik různě závažných poranění (Wan, Qu, Garrett, Liu & Yu, 2017). Podle Asklinga, Tengvara, Saartoka & Thorstenssona (2007) bývá při tomto sprintu nejčastěji poraněna *caput longum m. biceps femoris*, a to v místě přechodu svalu do šlachy asi 6,7 cm od *tuber ischiadicum*. Další častý mechanismus poškození je při výrazném protažení, kdy se při extenzi kolenního kloubu flektuje kyčelní kloub. Poraněn bývá *m. semimembranosus* v místě 2,3 cm od *tuber ischiadicum*. Vzhledem k tomu, že projevem svalové únavy je pokles svalové síly, horší kontrola pohybu a jeho pomalejší provedení, riziko všech výše uvedených zranění se s únavou zvyšuje (Theisen et al., 2014).

2.3 Únava

Riziko zranění při sportu se zvyšuje s únavou (Rahnama, Reilly, Lees & Graham-Smith, 2003; Hůlka, Lehnert & Bělka, 2017; Dai, Mao, Garrett & Yu, 2014). Únava zhoršuje funkci dynamických stabilizátorů, tím snižuje stabilitu kloubů a vede k většímu riziku zranění (Theisen et al., 2014; Yu & Garrett, 2007).

S únavou se setkáváme prakticky denně, příčiny však dosud nejsou plně objasněny. Únava má minimálně dva významy. Zprvé vyjadřuje subjektivní pocit a zkušenosti jedince a zadruhé reprezentuje objektivní změny projevující se při a po zátěži. Nejedná se však pouze o zátěž tělesnou. Celý jev souvisí s mentálními a psychosenzorickými aktivitami a odezní různě rychle po jejich skončení (Máček & Radvanský, 2011; Scherrer & Máček, 1995).

Únava je stav snížené výkonnosti na základě předcházející aktivity, pokles výkonnosti a neschopnost pokračovat v pohybové aktivitě. Je to ochrana organismu před vyčerpáním. Provází všechny sportovní i pracovní činnosti. Jedná se buď o únavu vznikající během fyzické aktivity, nebo o únavu čistě mentálního charakteru. Častá je také kombinace obou (Lehnert et al., 2014; Máček & Radvanský, 2011). Pokud nepřesáhne práh tolerance, jde o únavu fyziologickou. Pokud však ano, vzniká únava patologická. Ta má dle Dylevského (1997) dvě hlavní kategorie symptomů:

- a) akutní - přetížení, přepětí, schvácení (stupně kvalitativní klasifikace únavy, patologický stav),
- b) chronické - přetrénování (dlouhodobý proces).

Mezi známky únavy patří: pokles výkonnosti, změny reakcí v psychice (agresivita a hysterie jako příčina vyloučení ke konci zápasu), paradoxní odpovědi organismu na zevní podněty, možné propuknutí skrytého onemocnění, zvýšené riziko zranění (trauma i mikrotrauma), poruchy mezilidských vztahů (vliv únavy na CNS).

Opět můžeme pozorovat rozdíly mezi muži a ženami. Dle studie Steffena, Pensgaard & Bahra (2009) je u mladých fotbalistek životní stres spojován s větším rizikem úrazu při sportu, zatímco u mladých fotbalistů je predispozice úrazu spíše při fyzické únavě (Frisch et al., 2011).

2.3.1 Druhy únavy a její vliv na riziko zranění LCA

Dle převažujících projevů lze únavu rozdělit na celkovou nebo lokální (místní, orgánovou) (Dylevský, 1997; Lehnert et al., 2014). Lehnert et al., (2014) dělí únavu dle několika hledisek na únavu:

- a) fyzickou nebo mentální,
- b) lokální nebo globální (podle zapojených svalů),
- c) akutní nebo chronickou,
- d) periferní (svaly) nebo centrální (CNS - motoneurony),
- e) subjektivní nebo objektivní.

Fyzická únava vzniká při tělesné práci, je příčinou postupného snižování výkonu a vede až k jeho ukončení. Na jejím vzniku se podílí více faktorů, teorie o vzniku únavy se různí. Dříve se hledala příčina v poruše řízení a kontrole pohybu, v poruše svalového vlákna při kontrakci, v zapojení aktinu a myozinu nebo v řídicím motoneuronu. V současné době se dává přednost třem hypotézám, pro které je společné vyčerpání

energetických zdrojů a jejich nedostatečný přísun. První hypotéza je o deficitu energetických zásob nutných k provedení kontrakce svalu, druhá hovoří o deficitu látek, jejichž přítomnost je nutná ke spalování, tedy kyslíku dodávaného krevním řečištěm, a třetí pojednává o snížené kapacitě svalu tyto látky využít. Mentální únava se manifestuje sníženou schopností se koncentrovat a vnímat, zpomaluje vedení vzruchů. Má negativní roli ve sportu obecně. (Lehnert et al., 2014; Máček & Radvanský, 2011). Podle Boksema, Meijmana & Loristeho (2005) mentální únava přichází po nebo během delší kognitivní aktivity. V dnešním moderním světě je velmi častá, přesto však je málo známo o psychofyziologických mechanismech, které jsou základem této únavy. Studie Badina, Smitha, Contea & Couttse (2016) zjistila, že mentální únava zhoršila technické, ne však fyzické výkony při malé kopané mladých hráčů. Podle Wilmora, Costilla & Kenneyho (2008) stojí za vznikem únavy kombinace jednotlivých faktorů, přičemž záleží na typu a intenzitě zátěže, na typu zapojených svalových vláken nebo i na výživě.

Lokální únava vznikne při pohybové činnosti nižšího počtu svalů (lokalizované posilování). Globální vznikne naopak při zapojení více než 2/3 svalových skupin (běh na lyžích, plavání, veslování) (Lehnert et al., 2014).

Akutní patologická únava vzniká při překročení fyziologické hranice pro snášenlivost. Lze ji rozdělit do dvou stupňů podle kvality, vzájemně se však prolínají: 1. stupeň se nazývá přetížení a lze jej popsat symptomy jako: pocit slabosti, bolesti hlavy, nauzeou, poklesem systolického tlaku, nitkovitým pulsem, třesem prstů, bledostí, poruchami řeči i myšlení, atd. Jako 2. stupeň se uvádí schvácení, přepětí. V této fázi dochází až k akrocyanóze, nehmátnému pulsu, srdečním palpitacím, zvracení, poklesu tlaku nebo kolapsu. Pro popsání diagnózy akutní patologické únavy stačí projev jediného příznaku. Sportovec musí okamžitě ukončit zátěž a zahajuje se terapie. Chronická patologická únava (neboli přetrénování) je častá ve sportu i běžném životě. Vzniká jako důsledek dlouhodobého nepoměru mezi mírou zatížení a pracovní kapacitou jedince. Významným faktorem kromě vlastní zátěže je i průběh regenerace. Klinické příznaky přetrénování jsou charakteru výkonnostního, neuropsychického a somatického. Nejen sportovní aktivita, ale i psychika mohou vést k chronické patologické únavě. Známé jsou případy studentů, manažerů, herců, vědců, atd. Následná terapie musí být přesně zacílena na problém jedince a musí počítat i s možností vzniku abstinčních příznaků (Dylevský, 1997).

Jako periferní svalová únava se označuje ta únava, která vznikne v rámci svalu při snížení energetické dodávky, nahromadění vedlejších metabolitů a při snížené schopnosti kontrakce svalových vláken. Centrální únava je naopak označení pro změny v nervovém systému (Wilmore et al., 2008). Podle Lehnerta et al. (2014) se se vznikem periferní svalové únavy pojí také: míra zatížení na úrovni ANP nebo vyšší, dehydratace + hyponatrémie, narušení funkce Na-K pumpy (iontová dysbalance na buněčné membráně a v buňce svalové) a porucha průběhu a vzniku akčního potenciálu (díky zvýšené koncentraci intersticiálního K^+). Při zvýšené koncentraci H^+ ve svalech a krvi dochází k následujícímu: snižuje se pH, inhibuje se aktivita regulačního enzymu anaerobní glykolýzy (fosfofruktokinázy), narušuje se mechanismus svalové kontrakce vytěsněním iontů Ca^{2+} z vazby na troponin, dochází k pocitu "pálení" drážděním nervových zakončení ve svalu, v mozku se stimulují receptory bolesti, může se objevit nauzea nebo dezorientace, snižuje se senzitivita aktin-myozinového aparátu na přítomnost Ca^{2+} . Gandevia (2001) popisuje centrální únavu jako postupné snížení aktivace svalu spolu se sníženou schopností CNS svalovou aktivitu řídit. Centrální únava má možnost zastavit prováděnou aktivitu, přestože periferní systém ještě nebyl zcela vyčerpán. Lehnert et al. (2014) popisuje, že bylo prokázáno, že nervové vlákno je nejméně unavitelné a rychlejší projev únavy je na nervosvalové ploténce, přesněji na synapsích. Nejrychleji se únava při vysoké intenzitě projeví na funkčních změnách buněk vyšších oddílů CNS. Únava CNS souvisí s činností neurotransmiterů (dopamin, acetylcholin nebo serotonin). Noakes (2012) ve své práci uvádí jako hlavní příčinu vzniku únavy mozek. Reguluje totiž výkon neustálou kontrolou počtu zapojených motorických jednotek daných svalů. Reaguje tímto na vědomé i podvědomé faktory vznikající před i během výkonu. Důvodem této kontroly je zajištění rezervy organismu při vykonávání aktivity. Nelze totiž nechat organismus dojít až do selhání homeostázy, proto mozek využívá nepříjemné, ale klamné pocity únavy. Předpokládá se, že ti, kteří umí nejlépe ovládat tyto pocity během tréninku a soutěže, dosahují nejlepších výkonů.

Únavu můžeme rozdělit také na subjektivní a objektivní, přičemž obecně platí, že ta subjektivní předchází objektivní. Subjektivně na sobě může člověk pociťovat slabost, závrať nebo nauzeu, příznaků je celá řada. Pro zhodnocení objektivní únavy slouží například měření srdeční frekvence, která se zvyšuje při stejném zatížení, nebo zvyšující se míra laktátu. Každý má nástup únavy nastaven jinde. Faktory, které ovlivňují rychlost projevů, jsou věk, trénovanost, zevní vlivy a biorytmy (Lehnert et al., 2014).

Specifika únavy při týmových sportech

Jak popisují ve své práci Duffield & Coutts (2011), týmová hra je plná aerobní aktivity, vysoce intenzivních výkonů a specifických dovedností podle druhu sportu. Celkově se ukázalo, že při soutěžích dochází k minimálnímu snížení maximální rychlosti, avšak u střední i vysoké intenzity zatížení se snižuje celková naběhaná vzdálenost. Současně dochází k malému, ale prominentnímu snížení produkce volní a evokované neuromuskulární síly. Dále má sportovec po soutěži vyčerpány zásoby svalového glykogenu, zvýšenou hladinu metabolitů ve svalech i krvi, zvýšenou teplotu svalů i jádra a snížené množství krve v důsledku pocení. Navzdory výrazným fyziologickým pertubacím vyplývajících z dlouhých sportovních zápasů se nezdá být zřejmé, že by změna kteréhokoliv z těchto faktorů mohla být přímou příčinou únavy. Tudíž to může být kombinace množství těchto fyziologických změn, které vedou k regulaci intenzity aktivity zkoumané během zápasů týmového sportu. Finch, Williamson & O'Brien (2011) přidávají v kontextu reálného světa k fyzické a mentální únavě také nedostatečný spánek a významný vliv přesunů přes časová pásma.

Provázanost únavy a rizika zranění kolenního kloubu dokládá například studie Melnyka & Gollhofera (2007), ve které potvrdili, že únava po submaximálním výkonu hamstringů je spjata se ztrátou stability kolenního kloubu. Toto zjištění může alespoň částečně vysvětlit vyšší riziko zranění LCA v unavených svalech. To, že únava zhoršuje funkci dynamických stabilizátorů, zvyšuje unilaterální dysbalance a zpožďuje reakci hamstringů, potvrzují i Lehnert et al. (2017) a Small, McNaughton, Greig & Lovell (2010). Tímto je kladen velký tlak na pasivní stabilizátory a tím se zvyšuje riziko (větší při excentrické kontrakci) jejich poškození (hlavně LCA). Toto riziko je v adolescentním věku vyšší než u dospělých, většinu pacientů s rekonstrukcí LCA tvoří skupina mladistvých (Fabricant & Kocher, 2016).

Podle Wrighta, Balla & Wooda (2009) je porucha funkce dynamických stabilizátorů spojena s rozdílným množstvím rychlých svalových vláken v jejich anteriorní a posteriorní skupině. Hamstringy obsahují více rychlých vláken, tím pádem jsou náchylnější k únavě než m. quadriceps femoris. Tato nerovnováha pak může mít vliv na celkovou stabilitu kloubu. Neuromuskulární únava v oblasti kolem kolenního kloubu může u mladistvých až změnit strategii udržení stability ve prospěch hlezenní strategie. Při provedení doskoku se zvýší dopředná síla translace tibie, zvýší se valgózní úhel kolene a naopak se zvýší jeho flexe. Všechny tyto faktory mohou snížit dynamickou stabilitu a tím pádem zvýšit riziko zranění. Riziko se zvyšuje hlavně

v kritické době rychlého růstu a vývoje (Read, Oliver, De Ste Croix, Myer & Lloyd, 2015). Výše uvedené poznatky o vzniku a výskytu zranění LCA dokazují, že se jedná o závažný jev, na němž se významně podílí svalová únava.

2.4 Adolescentní věk a jeho specifika

Adolescence, jinak řečeno věk mladistvý nebo pubertální, je předstupeň dospělosti. Nakonečný (1998) vymezuje toto období mezi konec 15. roku a konec 18. (resp. 20.) roku. Langmeier & Krejčířová (2006) popisují toto období jako úsek života jedince začínající objevením se prvních sekundárních pohlavních znaků a ukončený dovršením plné pohlavní zralosti a dokončeným růstem. Spolu s biologickým zráním probíhá řada psychických změn. U velkého procenta mladistvých existuje značný nepoměr mezi změnami somatickými, psychickými a sociálními. Tato intraindividuální variabilita se může projevit již vyspělým abstraktním myšlením, avšak bez tělesných změn. Naopak někteří jedinci jsou i přes pohlavní dospívání stále dětinští. Vedle variability intraindividuální je v období dospívání také značná individualita interindividuální. Některé dívky se začínají měnit již v osmi letech, jiné až kolem 15 roku věku. Vše je v normě. Proto je nutné další členění na:

- 1) období pubescence od 11 do 15 let,
- 2) období adolescence od 15 do 22 let.

Vzhledem k charakteru práce se budeme věnovat druhé skupině. V tomto období je dosaženo plné reprodukční zralosti, dokončen je tělesný růst. Ten však není rovnoměrný - dolní a horní končetiny rostou rychleji, lze vidět jistá disharmonie postavy, která působí dojmem tělesné nevyváženosti a pohybové neobratnosti. Motorika se vyvíjí rychleji než dříve, mladiství získávají větší silové dovednosti, rozvíjí se jim rovnováha a jemná pohybová koordinace. Zrání mozku pokračuje s jistými výkyvy, které jsou zodpovědné za emoční labilitu a těkavou pozornost.

2.4.1 Rozdíl mezi únavou u dětí, adolescentů a dospělých

Studie, kterou provedl De Ste Croix, Deighan, Ratel & Armstrong (2009) dokázala, že děti jsou odolnější vůči únavě než dospělí, a že nebyly zaznamenány žádné pohlavní rozdíly. Děti jsou schopny odolávat únavě a udržet výkon při maximální izometrické kontrakci i při dynamických aktivitách o vysoké intenzitě lépe než starší populace. Vysvětlením může být rozdílná charakteristika svalů, kdy dětské svaly obsahují více pomalých oxidativních vláken typu I, která se vyznačují vyšším

množstvím hemoglobinu a velkou oxidační kapacitou. Celkově mají děti menší množství svalové hmoty, takže jsou schopny generovat menší absolutní sílu při intenzivní aktivitě. Jelikož se při svalové práci akumuluje menší množství vedlejších látek, snižuje se metabolický signál, který vyvolá menší hodnotu vnímaného úsilí. Některé práce popisují dokonce i horší schopnost aktivace rychlých svalových vláken u dětí. K celkovému obrazu rychlejšího zotavení pak přispívá rychlejší resyntéza kreatinfosfátu, větší aerobní kapacita, lepší acidobazická regulace, rychlejší reakce kardiiovaskulárního systému a rychlejší odstranění metabolitů (Ratel, Duché & Williams, 2006). Podle Falka a Dotana (2006) je rychlejší zotavení u dětí způsobeno hlavně tím, že mají nižší maximální výkon a tím pádem je u nich méně k odbourání. Nicméně rozdílná morfologie svalů a metabolické charakteristiky mohou také přispět k rychlejšímu odbourání únavy.

Studie, které potvrdily rozdílnost míry únavy u dětí a dospělých, jsou například tyto: Dipla et al. (2009) testovali 3 různé věkové kategorie třiceti mužů a třiceti žen (průměrně 11, 14 a 24 let u mužů a 11, 14 a 25 let u žen). Probandi prováděli vysoce intenzivní intermitentní cvičení na isokinetickém dynamometru. Zjistili, že únava u mužů se zvyšovala postupně dle vyššího věku, avšak u žen se od kategorie 14 let již neměnila. Nejistili také žádné pohlavní rozdíly. Lehnert et al. (2017) ve své studii zkoumali mladé hráče basketbalu (17 a 19 let) před a po absolvování specifického únavového protokolu. Z výsledků vyplynulo, že změny svalové síly hamstringů, quadricepsů a jejich poměrů, nepotvrdily zhoršení svalových a nervosvalových funkcí. Byl však zjištěn pokles hodnot maximálního momentu sil (peak torque) flexorů v úhlové rychlosti 60°/s, což může zhoršit stabilizaci kolenního kloubu a tím zvýšit riziko zranění LCA při sportu.

Naopak Paulauskas, Dadelienė, Paulauskienė & Skernevičius (2012) ve své studii mladých (14 let) a elitních (25 let) basketbalistů zjistili, že relativní ukazatele svalové síly se u nich neliší, a že anaerobní kapacita opakované svalové práce byla stejná. Koncentrace laktátu v krvi po fyzickém zatížení byla rovněž podobná u obou skupin. Další studie, kterou ve Španělsku provedli Balsalobre-Fernández et al. (2016) zkoumala taktéž elitní hráče basketbalu (24 let) a mladé hráče (15 let). Jejich cílem bylo zjistit rozdíl mezi skupinami ve vertikálním skoku, schopnosti opakování sprintů a v mechanické síle. Výsledky ukázaly, že není přítomen žádný významný rozdíl mezi mladými a elitními sportovci. Nicméně, elitní hráči produkovali více síly než ti mladší.

2.5 H/Q poměr a jeho významnost v prevenci zranění

H/Q poměr, neboli poměr svalové síly hamstringů a m. quadriceps femoris, posuzuje míru rizika zranění, svalovou dysbalanci a připravenost sportovců na soutěž, popřípadě vhodnost návratu po zranění (Ayala, De Ste Croix, Sainz de Baranda & Santonja, 2012; Bamaç et al., 2008; Houweling, Head & Hamzeh, 2009). Nejčastěji používaný je poměr konvenční (H_{con}/Q_{con}), i když má značné nedostatky. Je to poměr svalové síly hamstringů (H) a m. quadriceps femoris (Q) při koncentrické kontrakci. Jak předkládají Coombs & Garbutt (2002) ve své studii, konvenční poměr nepopisuje funkční pohyb, protože obě svalové skupiny zde pracují koncentricky. Často se také využívá maximálních hodnot bez přihlídnutí k variabilitě úhlů, ve kterých byly naměřeny. Přesto se usnesla určitá normativní hodnota při rychlosti 60 °/s na 0,6, kterou lze používat všeobecně (Dvir, 2004). Zdá se, že při zmenšení hodnoty konvenčního poměru se více zatěžují intraartikulární struktury a zhoršuje se schopnost opětovného nastavení optimální pozice kolenního kloubu, což narušuje biomechaniku kloubu (Dauty, Potiron-Josse & Rochcongar, 2003).

Naopak funkční poměr už počítá s koncentrickou aktivitou agonistů (Q) a excentrickou aktivitou antagonistů (H). Poměr H_{ecc}/Q_{con} vyjadřuje schopnost H brzdit pohyb prováděný s aktivním Q (Delextrat, Gregory & Cohen, 2010; Dvir, 2004). Podobně jako u konvenčního poměru jako riziková je uváděna hodnota menší než 0,6. Dle Yeunga, Suena & Yeunga (2009) je poměr menší než 0,6 spojen s až 17ti násobným relativním rizikem poranění hamstringů. Hodnota mezi 0,7 - 1 je brána jako adekvátní dynamická stabilita (Aagaard, Simonsen, Magnusson, Larsson & Dyhre-Poulsen, 1998). Jelikož ke zranění LCA dochází nejčastěji v menších stupních flexe a přibližně do 30°, je důležitost úhlu při publikování dat velmi velká. Momentové maximum koncentricky i excentricky pracujících svalů je dosaženo mezi 30°-78° flexe v kolenním kloubu (Forbes et al., 2009). Z tohoto zjištění vyplývá, že je nutné posuzovat dané poměry pro určité úhly nebo úhly v rozmezí blízko plné extenze kolenního kloubu (Ayala et al., 2012).

2.5.1 H/Q poměr a únava

Roig et al. (2009) uvádí, že větší svalové síly bývá dosaženo excentrickou kontrakcí s porovnáním koncentrické. Dále také, že excentrická kontrakce lépe odolává únavě a je metabolicky efektivnější. Celkově je excentrický trénink efektivnější a lze díky němu nabrat více svalové hmoty. Může to být způsobeno tím, že jsou během excentrické kontrakce vyvinuty větší síly. Adaptace po takovémto tréninku jsou vysoce specifikované podle rychlosti a typu kontrakce. Jelikož excentrické kontrakce lépe odolávají únavě, mělo by to znamenat, že na konci utkání (když dochází k největšímu počtu zranění), by měly růst poměry H_{ecc}/Q_{con} a tímto by se paradoxně stávalo koleno stabilnější (De Ste Croix, 2012). Wright et al. (2009) ve své studii na rekreačních fotbalistech také potvrdili zvýšení hodnot konvenčního i funkčního poměru po absolvování fyzické aktivity (50x opakování poloviny jejich maximálního výkonu na isokinetickém dynamometru). Jiní autoři však zjistili, že hodnota funkčního H_{ecc}/Q_{con} po absolvování zátěže klesá. Dochází k tomu nejspíš proto, že hamstringy hůře odolávají únavě než m. quadriceps femoris (Greco, Da Silva, Camarda & Denadai, 2012; Rahnama et al., 2003; Sangnier & Tourny-Chollet, 2007).

2.6 Index reaktivní síly (RSI)

Index reaktivní síly (reactive strenght index - RSI) je další veličina, na kterou má únava vliv. RSI je schopnost změny excentrické kontrakce na koncentrickou během natažení a zkrácení (stretch - shortening cycle). Můžeme si to popsat jako aktivní rychlé protažení svalu (excentricky) bezprostředně následované zkrácením (koncentricky) daného svalu. Jeho hodnota se liší dle jedince, můžeme ji vypočítat poměrem výšky skoku a dobou trvání kontaktu s podložkou, přičemž na výšce, ze které se skáče, nezáleží (20-50 cm) (R. Lloyd, Oliver, Hughes & Williams, 2012; Markwick, Bird, Tufano, Seitz & Haff, 2015). Výkonnostní test (drop jump test) pro zjištění hodnoty RSI je administrativně nenáročný, platný, spolehlivý a citlivý na změny (Taylor, Hopkins, Chapman & Cronin, 2016). Studie, kterou provedli Delextrat et al. (2010) zjistila, že schopnost výšky vertikálního skoku přesně nereflektuje únavu sportovce (dle Couttse, Reaburna, Piva & Rowsella, 2007). Proto se zvažuje využití modifikované RSI nebo FT:CT (poměr doby letu a kontrakce). Tyto hodnoty slouží k přesnějšímu popsání procesu skoku a výsledků, které mohou lépe reflektovat změny strategie, které indikují zvyšující se únavu, jako například změny času kontrakce k vygenerování skoku stejné výšky (Cormack, Newton, McGuigan & Cormie, 2008).

2.7 Tuhost dolní končetiny - leg stiffness (LS)

Tuhost dolní končetiny neboli leg stiffness je důležitý ukazatel při hodnocení míry rizika poranění LCA a dalších pasivních struktur kolenního kloubu. Čím větší je, tím mají svaly lepší schopnost preventivně chránit tibiofemorální kloub (udržovat určitý úhel) a nenechají pasivní struktury kolene pod velkým tlakem. Vlivem únavy sval tuhne a to má vliv na nervosvalovou feed-forward kontrolu. Při rychlých změnách směru nebo doskocích na jednu dolní končetinu je LS důležitým faktorem prevence zranění. V rámci prevence zranění LCA při únavě je ukazatel LS zásadní (Hughes & Watkins, 2006). Při snížené svalové síle dynamických stabilizátorů kolenního kloubu a zvýšené ipsilaterální svalové nerovnováze (kvůli nervosvalové únavě) je riziko poranění LCA větší (Alentorn-Geli et al., 2009). Složky svalové tuhosti mohou být rozděleny na vnitřní a vnější komponenty (Sinkjaer, Toft, Andreassen & Hornemann, 1988). Mnoho komponent, zahrnující svalovou tkáň a pojivovou nekontraktilní tkáň, obsahuje velké množství kolagenu, a proto jsou elastické a pružné při natažení. Kromě toho vnitřní složka zahrnuje množství aktin-myozinových můstků (Riemann & Lephart, 2002).

Hatami Joushghan & Eslami (2015) ve své studii sledovali 15 volejbalistek, u kterých chtěli zjistit tuhost hlezenních a kolenních kloubů a LS před a po aktivitě (30s vertical jump test). Z výsledků vyplynulo, že došlo ke snížení stiffness obou kloubů i LS. Ve studii, kterou provedli Dutto & Smith (2002), bylo také prokázáno, že po únavě LS klesá. Oliver, De Ste Croix, Lloyd & Williams (2014) oproti předchozím studiím prokázali, že LS se po únavě u fotbalistů významně nezměnila.

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

V dnešní době existuje několik studií, které zkoumají vliv únavy na neuromuskulární řízení kolenního kloubu v souvislosti s věkem. Některé využívají, podobně jako je tomu v našem případě, absolvování specifických únavových protokolů. Výsledky jsou však dost nesourodé. Vzhledem k tomu, že podle dostupných dat je dospívající mládež nejvíce náchylná ke zranění kolenního kloubu, měla by být tato problematika lépe prozkoumána.

3.1 Cíle

Cílem práce je posoudit u adolescentních basketbalistů věkové odlišnosti ve vlivu specifického únavového protokolu na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability KOK.

3.2 Dílčí cíle

1. Zjistit, zda v průběhu dvou let dojde u sledovaných adolescentních hráčů basketbalu ke změnám ve vlivu specifické únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability KOK.
2. Zjistit, zda u sledovaných adolescentních hráčů basketbalu existují mezi kategoriemi U16 a U18 odlišnosti ve vlivu specifické únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability KOK.

3.3 Výzkumné otázky

- 1) VO1: Dojde v prvním roce sledování u basketbalistů kategorie U16 a U18 po absolvování specifického únavového protokolu ke změnám hodnot svalové tuhosti, hodnot reaktivního silového indexu a hodnot poměru H/Q_f ?
- 2) VO2: Budou se v prvním roce sledování u hráčů basketbalu kategorie U16 a U18 signifikantně lišit změny hodnot svalové tuhosti, hodnot reaktivního silového indexu a hodnoty poměru H/Q_f v důsledku absolvování specifického únavového protokolu?
- 3) VO3: Dojde v průběhu dvou let u sledovaných hráčů basketbalu kategorie U18 ke změnám ve vlivu specifického únavového protokolu na hodnoty svalové tuhosti, hodnoty reaktivního silového indexu a hodnoty poměru H/Q_f ?

4 METODIKA

Metodika diplomové práce vychází z metodiky projektu IGA 2015-16 (hlavní řešitel doc. M. Lehnert). Jeho základním metodologickým designem je semilongitudinální studie. V rámci diplomové práce byla využita data z měření v roce 2015 a 2016. Výzkum byl schválen Etickou komisí UP Palackého v Olomouci (Příloha 1). Výzkumu se zúčastnili pouze zdraví jedinci. Všichni probandi byli informováni o záměru a průběhu studie, starší 18 ti let podepsali informovaný souhlas (u mladších 18 ti let zákonní zástupci probandů) schválený Etickou komisí FTK UP. Pomocí dotazníku byly zjišťovány možné limity (dřívější zranění) a další doplňující informace včetně dominance končetin. Týden před samotným měřením se probandi zúčastnili antropometrického měření a nácviku únavového protokolu. Byli také poučeni, aby se minimálně 24 hod před měřením vyhýbali intenzivní fyzické aktivitě. Měření proběhlo v srpnu 2015 a květnu 2016.

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo celkem 21 adolescentních basketbalistů hrajících na vrcholové úrovni - v sezóně 2015/2016 hráli nejvyšší a druhou nejvyšší republikovou soutěž a měli za sebou minimálně 8 let tréninku basketbalu. V průběhu sezóny absolvovali čtyři tréninky týmové, jeden kondiční a jeden individuální trénink za týden. Tento soubor byl rozdělen dle věku do dvou skupin na U16 (N=11; Tabulka 1) a U18 (N=10; Tabulka 2). Opakovaného měření v roce 2016 se bohužel zúčastnila pouze skupina U18, značná část mladších probandů totiž se sportem skončila nebo se nemohla na měření dostavit.

Tabulka 1. Antropometrické charakteristiky souboru U16, rok 2015 (průměr a směrodatná odchylka)

N	11
Věk	16,1 ± 0,4 let
Výška	185 ± 6,5 cm
Hmotnost	74,3 ± 9,9 kg
Maturity Offset	2,97 ± 0,5

Tabulka 2. Antropometrické charakteristiky souboru U18, rok 2015 (průměr a směrodatná odchylka)

N	10
Věk	17,7 ± 0,4 let
Výška	187 ± 5,7 cm
Hmotnost	79,7 ± 7,4 kg
Maturity Offset	3,8 ± 0,8

4.2 Postup měření

Měření probíhala dle harmonogramu v srpnu 2015 a květnu 2016 v prostorách FTK UP v Olomouci. V rámci každého měření probandi postupně absolvovali test výskoku po seskoku z vyvýšeného místa (drop jump test - stanovení RSI), test submaximálních skoků vykonávaných podle předem dané frekvence (stanovení LS) a testování flexorů a extenzorů kolenního kloubu na izokinetickém dynamometru (stanovení poměru H/Q_f) Isomed 2000. Po těchto testech hráči absolvovali specifický únavový protokol pro basketbal BUP28 (Hůlka et al., 2017) a bezprostředně po něm opět výše uvedené testy. Všechna měření probíhala po rozcvičení a pod vedením vedoucího měření.

4.2.1 Rozcvičení před měřením

Před samotným měřením se všichni probandi účastnili řízeného nespecifického rozcvičení, které vypadalo následovně:

- 1) šlapání na statickém bicyklovém ergometru při zatížení 1,5 W/kg po dobu 5 min,
- 2) dynamický strečing hlavních svalových skupin v délce 6 min,
- 3) 15 podřepů se stupňující se výškou skoku,
- 4) případně další cviky dle zvyklostí samotného sportovce.

4.2.2 Měření reaktivního silového indexu, svalové tuhosti a H/Q_f

Pro zjištění hodnot potřebných k výpočtu RSI a LS bylo použito přístroje Optojump next (Microgate, Bolzano, Italy) a hodnoty H/Q_f byly naměřeny prostřednictvím přístroje izokinetického dynamometru IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany).

Měření reaktivního silového indexu

RSI je schopnost změny excentrické kontrakce na koncentrickou během natažení a zkrácení (stretch - shortening cycle). Jeho hodnota se liší dle jedince, můžeme ji vypočítat poměrem výšky skoku a dobou trvání kontaktu s podložkou. Ke zjištění hodnoty RSI bylo využito drop jump testu a přístroje Optojump next, který u probandů opticky snímá dobu kontaktu nohou s podložkou a dobu letu. Na základě zjištěných hodnot, které byly dosazeny do příslušného vzorce, byla spočítána hodnota RSI. Vzorec vypadá následovně:

$$\text{Index reaktivní síly (RSI)} = \text{výška skoku (mm)} / \text{doba kontaktu (ms)}$$

Drop jump test probíhal tak, že výchozí pozice probanda byla na stupínku (výška 30 cm), ze kterého měl za úkol seskočit a ihned po dopadu přejít do maximálního výskoku bez pomoci švihů horních končetin (ruce v bok). Probandi byli instruováni k provedení maximálního skoku a co nejkratší doby odrazu. Celkem proběhly čtyři pokusy, ze kterých se dva nejlepší použily pro další zpracování. Před těmito skoky naostro provedli jeden až dva cvičné pokusy.

Měření svalové tuhosti

Pro posouzení schopnosti vykonávat pohyby, kdy se ihned přechází z excentrické do koncentrické svalové kontrakce, můžeme kromě RSI využít také měření tzv. svalové tuhosti (LS) dolních končetin (Dalleau, Belli, Viale, Lacour & Bourdin, 2004). Měření LS bylo prováděno pomocí přístroje Optojump next. Svalová tuhost absolutní (ABSLS) byla spočítána na základě testu opakovaných submaximálních skoků s rukama v bok, dle předem dané frekvence 2,5 Hz určované mechanickým metronomem Wittner (GmbH & Co. KG, Isny, Germany). Měřila se doba kontaktu s podložkou při odrazech a doba skoku. Probandi se při testování vertikálních submaximálních skoků dívali přímo před sebe, ruce měli v bok a snažili se trefit do frekvence metronomu. Před samotným měřením si probandi vyzkoušeli skoky při dané frekvenci a poté následovalo ostré měření dvou sérií skoků po 20 výskocích. Mezi sériemi byla 1 minuta pauza. Pro další analýzu se vybrala série, která se frekvencí více blížila zadání a pro samotný výpočet bylo vybráno deset po sobě jdoucích skoků, které nejlépe odpovídaly dané frekvenci. Pro výpočet byl použit vzorec podle Dalleau, Belli, Viale, Lacour & Bourdin (2004), kde se počítá s tělesnou hmotností osoby.

$$\text{Svalová tuhost (kN}\cdot\text{m}^{-1}) = [M*\pi(T_f+T_c)]/T_c^2[(T_f+T_c/\pi)-(T_c/4)]$$

Vysvětlivky: M = hmotnost probanda, π = matematická konstanta, T_f = doba letu, T_c = doba kontaktu s podložkou při odrazu

Vypočítána byla také relativní svalová tuhost (RELLS), tzn. přepočet (normalizace) absolutní svalové tuhosti, která bere v potaz délky končetin a hmotnost osoby. Tato hodnota je důležitá hlavně u dětí a dospívajících, vzhledem ke značným individuálním rozdílům v rychlosti růstu.

Měření H/Q_f

Měření síly dominantní i nedominantní dolní končetiny během excentrické kontrakce flexorů kolena a koncentrické reakce extenzorů kolena bylo provedeno na izokinetickém dynamometru IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany).

V systému byla nejprve vytvořena karta každému sportovci. Probandi byli usazeni na přístroji s úhlem 100° flexe v kyčelních kloubech, stabilizováni fixačními popruhy na měřené DK a ramenním stabilizátorem. Samotné měření probíhalo vsedě s rukama na madlech podél sedadla. Opěrka sedadla byla sklopena o 15°. Osa otáčení přístroje byla nastavena na laterální kondyl femuru (po předchozí palpaci), rameno páky dynamometru bylo připevněno k distální části bérce 2 cm nad mediálním malleolem. Toto nastavení se pro každého probanda uložilo do paměti a posléze při zadání jména bylo vše optimálně nastaveno a připraveno.

Rozsah testovaného pohybu se nacházel mezi 10°-90° flexe v kolenním kloubu (0° = plná extenze). Samotné testování obsahovalo vždy 2 série kontrakcí (zahřívací a testovací). V koncentrickém režimu byl testován m. quadriceps femoris v úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s. V excentrickém režimu pak hamstringy při úhlové rychlosti 60°/s a 180°/s. Mezi jednotlivými testy byla pauza 1 min. Při prvním zahřívacím měření probandi prováděli 4 až 5 pokusů s postupným nárůstem svalové síly. Po pauze 30 s následovaly 3 pokusy maximálním úsilím. Průběh samotného měření sportovec mohl vidět na monitoru a byl povzbuzován i slovními pokyny výzkumníků, aby při samotném testování zatlačil co nejvíce a co nejrychleji (koncentrický režim) nebo naopak brzdil (excentrická reakce).

Nejprve se měřila pravá dolní končetina, po pauze 3 min pak levá. Pro účely vyhodnocení izokinetické síly se monitoroval absolutní peak torque (PT), z jehož hodnot se vypočítal funkční poměr H/Q_f .

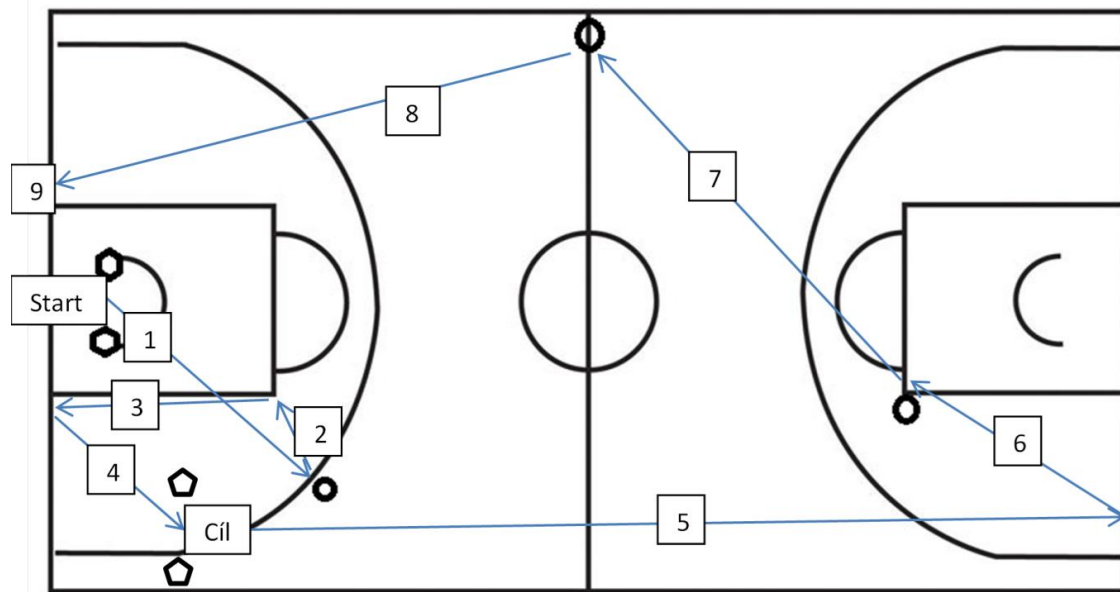
4.2.3 Specifický únavový protokol

Pro simulaci basketbalového utkání byl využit specifický únavový protokol BUP28 (Hůlka et al., 2017). Při jeho tvoření autoři vycházeli z poznatků předchozích studií zabývajících se zatížením hráčů při zápase. Při zjišťování platnosti a spolehlivosti protokolu bylo prokázáno, že je vysoce validní, spolehlivý a vykazuje shodu při opakovaných testech. V rámci měření probandi absolvovali specifický únavový protokol, který stejně jako v utkání, měl čtyři měřená období s pauzami jako v reálném zápase. Mezi prvním a druhým obdobím byla pauza 2 minuty, mezi druhým a třetím pak 15 minut. Při každém období museli sportovci absolvovat 17 měřených úseků (Obrázek 6), které měli za úkol uběhnout maximální, submaximální (3 - 5 m/s) a nízkou intenzitou (1,5 - 3 m/s) a stojem v délce 15 s. Pro přesnost bylo měření prvního úseku maximální intenzitou prováděno fotobuňkami s přesností na setiny sekundy, zbylé úseky se měřily ručně stopkami.

Popis měřených úseků v rámci BUP28

Před každým druhým startem provést výskok na desku.

- Úsek 1: Běh maximální intenzitou, zastavit u kužele, dotknout se ho rukou.
- Úsek 2: Pohyb v obranném postoji, levá noha vepředu, zašlápnout levou nohou roh vymezeného území.
- Úsek 3: Pohyb v obranném postoji, pravá noha vepředu, zašlápnout pravou nohou průsečík základní čáry a čáry vymezeného území.
- Úsek 4: Běh maximální intenzitou.
- Úsek 5: Běh střední intenzitou po půlící čáru, na ní přechod do běhu pozpátku.
- Úsek 6: Pohyb v obranném postoji střední intenzitou.
- Úsek 7+8: Chůze.
- Úsek 9: Stoj na místě.



Obrázek 6. Schéma měřených úseků testu BUP28 (Pětiúhelníky značí umístění fotobuněk; kolečka označují kužely).

4.2.4 Statistické zpracování dat

Pro statistické zpracování dat byl použit software STATISTICA 12. U všech sledovaných parametrů měření byla provedena základní popisná charakteristika (aritmetický průměr a směrodatná odchylka). Distribuce dat byla ověřena pomocí testu Kolmogorov-Smirnov a Lillieforsova testu. Pro porovnání mezi skupinami (U16 a U18) byl použit Mann-Whitney test. Pro hodnocení měření v roce 2015 a 2016 u kategorie U18 byl použit Wilcoxonův test. Stanovení významnosti rozdílů bylo posuzováno na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Velikost účinku (effect size) byla stanovena pomocí koeficientu r a vyhodnocena jako malá ($r = 0,1$), střední ($r = 0,3$) a velká ($r = 0,5$) (Rosenthal, Cooper & Hedges, 1994).

5 VÝSLEDKY

Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů před a po absolvování BUP28 měřených v roce 2015 jsou uvedeny v Tabulce 3 (U16) a Tabulce 5 (U18). Výsledky Wilcoxonova neparametrického testu u hráčů v kategorii U16 ukazují na statisticky významnou změnu před a po absolvování únavového protokolu pouze v případě RSI ($p = 0,013$, $r = 0,53$) (Tabulka 4). U kategorie U18 nebyly zjištěny statisticky významné změny u žádného ze sledovaných parametrů (Tabulka 6).

Tabulka 3. Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů u skupiny U16 před zátěžovým protokolem a po zátěžovém protokolu v roce 2015

Proměnná	N	M	Mdn	Min	Max	SD
ABSLS 1	11	26,65	26,05	19,67	37,64	5,04
ABSLS 2	11	25,84	24,95	18,9	35,32	4,48
RELLS 1	11	32,63	32,31	22,60	45,09	7,28
RELLS 2	11	31,35	29,66	25,36	42,31	4,97
RSI 1	11	0,49	0,46	0,40	0,66	0,08
RSI 2	11	0,54	0,50	0,39	0,81	0,13
DDK H/Q _f 60 1	11	0,78	0,76	0,68	0,86	0,06
DDK H/Q _f 60 2	11	0,80	0,78	0,61	1,24	0,16
DDK H/Q _f 180 1	11	1,05	1,04	0,77	1,43	0,22
DDK H/Q _f 180 2	11	1,02	0,89	0,82	1,50	0,26
NDK H/Q _f 60 1	11	0,81	0,77	0,69	1,00	0,10
NDK H/Q _f 60 2	11	0,82	0,84	0,52	1,19	0,18
NDK H/Q _f 180 1	11	1,05	1,02	0,81	1,35	0,17
NDK H/Q _f 180 2	11	1,03	1,00	0,77	1,39	0,19

Vysvětlivky: *N* – počet probandů, *M* – aritmetický průměr, *Mdn* – medián, *Min* – minimum, *Max* – maximum, *SD* – směrodatná odchylka, *ABSLS* – absolutní stiffness, *RELLS* – relativní stiffness, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *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. Výsledky Wilcoxonova neparametrického testu srovnávající výsledky pre-testu a post-testu kategorie U16 (2015)

Proměnná	N	Pre test M±SD	Post test M±SD	%	Z	p
ABSLS	11	26,65 ± 5,04	25,84 ± 4,48	96,9	0,533	0,594
RELLS	11	32,63 ± 7,28	31,35 ± 4,97	96,1	0,622	0,534
RSI	11	0,49 ± 0,08	0,54 ± 0,13	110,7	2,490	0,013*
DDK H/Q _f 60	11	0,78 ± 0,06	0,80 ± 0,16	102,9	0,622	0,534
DDK H/Q _f 180	11	1,05 ± 0,22	1,02 ± 0,26	97,1	0,622	0,534
NDK H/Q _f 60	11	0,81 ± 0,10	0,82 ± 0,18	101,3	0,622	0,534
NDK H/Q _f 180	11	1,05 ± 0,17	1,03 ± 0,19	98,6	0	1

Vysvětlivky: N – počet probandů, M – aritmetický průměr, SD – směrodatná odchylka, % – procento změny, p – hladina statistické významnosti (*p < 0,05), ABSLS – absolutní stiffness, RELLS – relativní stiffness, RSI – index reaktivní síly, DDK – dominantní dolní končetina, NDK – nedominantní dolní končetina, H/Q – poměr hamstring : kvadriceps, f – funkční, 60 – úhlová rychlost 60°/s, 180 – úhlová rychlost 180°/s.

Tabulka 5. Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů u skupiny U18 před zátěžovým protokolem a po zátěžovém protokolu v roce 2015

Proměnná	N	M	Mdn	Min	Max	SD
ABSLS 1	10	30,96	28,15	22,86	42,56	6,68
ABSLS 2	10	29,56	28,37	21,06	39,27	6,18
RELLS 1	10	35,29	33,65	25,93	49,16	6,42
RELLS 2	10	33,79	31,96	24,43	44,55	6,58
RSI 1	10	0,41	0,40	0,33	0,57	0,07
RSI 2	10	0,41	0,41	0,32	0,53	0,07
DDK_H/Q _f _60_1	10	0,79	0,73	0,60	1,32	0,20
DDK_H/Q _f _60_2	10	0,76	0,70	0,57	1,30	0,22
DDK_H/Q _f _180_1	10	0,98	0,88	0,77	1,47	0,23
DDK_H/Q _f _180_2	10	0,94	0,92	0,71	1,26	0,16
NDK_H/Q _f _60_1	10	0,71	0,74	0,51	0,79	0,09
NDK_H/Q _f _60_2	10	0,69	0,67	0,59	0,90	0,09
NDK_H/Q _f _180_1	10	0,95	0,94	0,80	1,12	0,10
NDK_H/Q _f _180_2	10	0,93	0,91	0,79	1,12	0,10

Vysvětlivky: N – počet probandů, M – aritmetický průměr, Mdn – medián, Min – minimum, Max – maximum, SD – směrodatná odchylka, ABSLS – absolutní

stiffness, *RELLS* – relativní stiffness, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *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 6. Výsledky Wilcoxonova neparametrického testu srovnávající výsledky pre-testu a post-testu kategorie U18 v roce 2015

Proměnná	N	Pre test M±SD	Post test M±SD	%	Z	p
ABSLS	10	30,96 ± 6,68	29,56 ± 6,18	95,5	1,172	0,241
RELLS	10	35,29 ± 6,42	33,79 ± 6,58	95,8	1,070	0,284
RSI	10	0,41 ± 0,07	0,41 ± 0,07	100	0,050	0,959
DDK_H/Q_f_60	10	0,79 ± 0,20	0,76 ± 0,22	96,2	1,400	0,161
DDK_H/Q_f_180	10	0,98 ± 0,23	0,94 ± 0,16	95,9	1,121	0,262
NDK_H/Q_f_60	10	0,71 ± 0,09	0,69 ± 0,09	97,2	0,663	0,508
NDK_H/Q_f_180	10	0,95 ± 0,10	0,93 ± 0,10	97,9	0,700	0,484

Vysvětlivky: *N* – počet probandů, *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, % – procento změny, *p* – hladina statistické významnosti (**p* < 0,05), *ABSLS* – absolutní stiffness, *RELLS* – relativní stiffness, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *f* – funkční, *60* – úhlová rychlost 60°/s, *180* – úhlová rychlost 180°/s.

Porovnání diferencí hodnot sledovaných parametrů před a po absolvování BUP28 mezi skupinami U16 a U18 v roce 2015 nepotvrdilo ani v jednom případě statisticky významný rozdíl (Tabulka 7).

Tabulka 7. Výsledky Mann-Whitneyova U Testu srovnávající difference hodnot skupin U16 a U18 v roce 2015

Proměnná	U16 M	Mdn	SD	U18 M	Med	SD	p
dif. ABSLS 1-2	0,81	0,73	3,92	1,46	0,7	4,65	0,972
dif. RELLS 1-2	1,29	0,71	5,03	1,55	0,74	5,4	0,860
dif. RSI 1-2	-0,05	-0,03	0,06	-0,03	-0,03	0,03	0,503
dif DDK_H/Q_f_60_1-2	-0,02	0,04	0,18	0,01	0,01	0,07	0,860
dif DDK_H/Q_f_180_1-2	0,03	0,05	0,33	0,0	0,02	0,1	0,504
dif. NDK_H/Q_f_60_1-2	-0,01	-0,03	0,14	0,05	0,03	0,07	0,130
dif. NDK_H/Q_f_180_1-2	0,01	-0,04	0,18	0,0	-0,01	0,06	0,805

Vysvětlivky: U16 – kategorie U16, *Mdn* – medián, *SD* – směrodatná odchylka, *U18* – kategorie U18, *p* – hladina statistické významnosti ($*p < 0,05$), *dif.* – diference, *ABSLS* – absolutní stiffness, *RELLS* – relativní stiffness, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *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 obsahuje základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů skupiny U18 před a po absolvování zátěžového protokolu při jejich druhém měření v roce 2016. Tabulka 9 obsahuje výsledky Wilcoxonova neparametrického testu srovnávající výsledky pre-testu a post-testu kategorie U18 při tomtéž měření. Porovnání výsledků ukázalo na statisticky významné zvýšení hodnot RSI ($p = 0,021$, $r = 0,512$, velká „effect size“), další sledované parametry nevykázaly signifikantní změny. Porovnání diferencí hodnot pre-testu a post-testu kategorie U18 v roce 2015 a 2016 nepotvrdilo statistickou významnost rozdílů u žádného z parametrů (Tabulka 10).

Tabulka 8. Základní statistické charakteristiky sledovaných parametrů u skupiny U18 před zátěžovým protokolem a po zátěžovém protokolu v roce 2016

Proměnná	N	M	Mdn	Min	Max	SD
ABSLS 1	10	32,32	33,14	24,64	39,37	5,64
ABSLS 2	10	30,86	31,64	25,57	35,59	3,55
RELLS 1	10	36,52	36,83	30,79	45,02	5,51
RELLS 2	10	34,98	35,20	29,37	39,61	3,54
RSI 1	10	0,38	0,37	0,28	0,47	0,05
RSI 2	10	0,41	0,39	0,31	0,49	0,06
DDK_H/Q _f _60_1	10	0,76	0,78	0,60	0,89	0,10
DDK_H/Q _f _60_2	10	0,75	0,73	0,58	0,89	0,12
DDK_H/Q _f _180_1	10	0,93	0,95	0,79	1,05	0,11
DDK_H/Q _f _180_2	10	0,93	0,90	0,77	1,23	0,14
NDK_H/Q _f _60_1	10	0,74	0,75	0,57	0,89	0,11
NDK_H/Q _f _60_2	10	0,69	0,68	0,54	0,87	0,11
NDK_H/Q _f _180_1	10	0,91	0,86	0,75	1,24	0,15
NDK_H/Q _f _180_2	10	0,92	0,90	0,77	1,20	0,12

Vysvětlivky: N – počet probandů, *M* – aritmetický průměr, *Mdn* – medián, *Min* – minimum, *Max* – maximum, *SD* – směrodatná odchylka, *ABSLS* – absolutní stiffness, *RELLS* – relativní stiffness, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní

končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *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 9. Výsledky Wilcoxonova neparametrického testu srovnávající výsledky pretestu a post-testu kategorie U18 v roce 2016

Proměnná	N	Pre test M±SD	Post test M±SD	%	Z	p
ABSLS	10	32,32 ± 5,64	30,86 ± 3,55	95,5	0,764	0,445
RELLS	10	36,52 ± 5,51	34,98 ± 3,54	95,8	0,764	0,445
RSI	10	0,38 ± 0,05	0,41 ± 0,06	107,9	2,29	0,021*
DDK_H/Q_f_60	10	0,76 ± 0,10	0,75 ± 0,12	98,7	0,764	0,445
DDK_H/Q_f_180	10	0,93 ± 0,11	0,93 ± 0,14	100	0,153	0,878
NDK_H/Q_f_60	10	0,74 ± 0,11	0,69 ± 0,11	93,2	1,784	0,074
NDK_H/Q_f_180	10	0,91 ± 0,15	0,92 ± 0,12	101,1	0,152	0,878

Vysvětlivky: *N* – počet probandů, *M* – aritmetický průměr, *SD* – směrodatná odchylka, % – procento změny, *p* – hladina statistické významnosti (**p* < 0,05), *ABSLS* – absolutní stiffness, *RELLS* – relativní stiffness, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* – nedominantní dolní končetina, *H/Q* – poměr hamstring : kvadriceps, *f* – funkční, *60* – úhlová rychlost 60°/s, *180* – úhlová rychlost 180°/s.

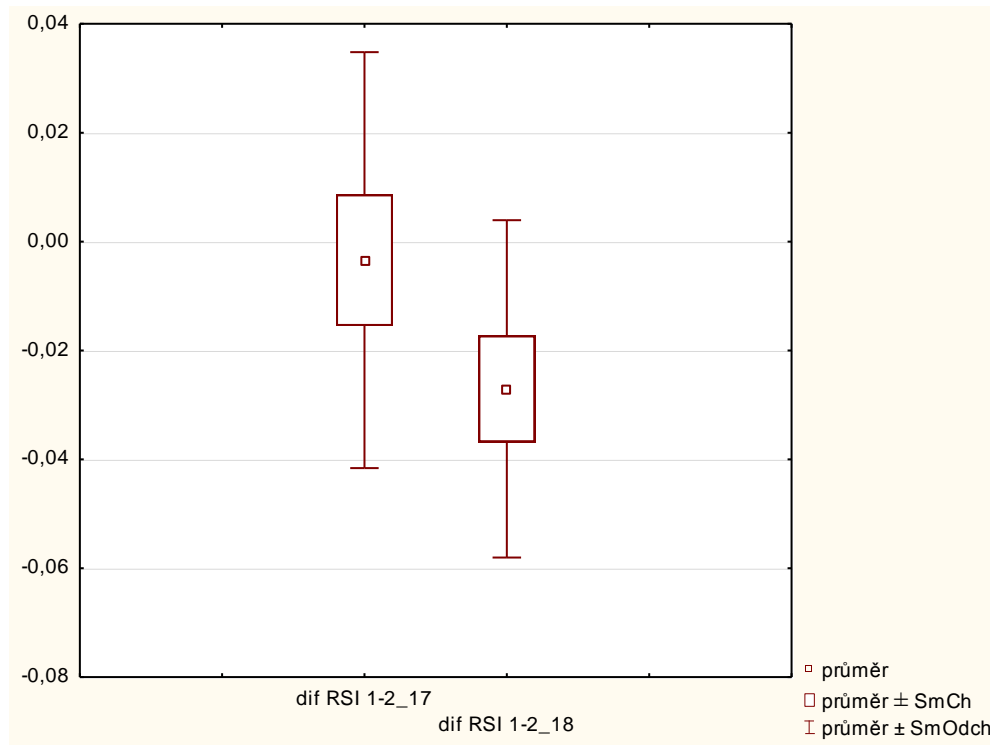
Tabulka 10. Výsledky Wilcoxonova neparametrického testu srovnávající difference hodnot pre-testu a post-testu kategorie U18 v roce 2015 a 2016

Dvojice proměnných	Z	p
dif. ABSLS 1-2_15 & dif. ABSLS 1-2_16	0,153	0,878
dif. RELLS 1-2_15 & dif. RELLS 1-2_16	0,153	0,878
dif. RSI 1-2_15 & dif. RSI 1-2_16	1,885	0,059
dif. DDK_H/Q_f_60_1-2_15 & dif. DDK_H/Q_f_60_1-2_16	0,663	0,508
dif. DDK_H/Q_f_180_1-2_15 & dif. DDK_H/Q_f_180_1-2_16	0,764	0,445
dif. NDK_H/Q_f_60_1-2_15 & dif. NDK_H/Q_f_60_1-2_16	0,663	0,508
dif. NDK_H/Q_f_180_1-2_15 & dif. NDK_H/Q_f_180_1-2_16	0,764	0,445

Vysvětlivky: *p* – hladina statistické významnosti (**p* < 0,05), *dif.* – difference, *ABSLS* – absolutní stiffness, *15* – měření v roce 2015, *16* – měření v roce 2016, *RELLS* – relativní stiffness, *RSI* – index reaktivní síly, *DDK* – dominantní dolní končetina, *NDK* –

nedominantní dolní končetina, H/Q – poměr hamstring : kvadriceps, f – funkční, 60 – úhlová rychlost $60^\circ/s$, 180 – úhlová rychlost $180^\circ/s$, 1 – před zátěžovým protokolem (pre-test), 2 – po zátěžovém protokolu (post-test).

Z tabulky 10 je zřejmé, že žádná změna nebyla statisticky významná. Rozdíly v případě RSI (Obrázek 11) se však pohybovaly na hranici statistické významnosti $p < 0,05$.



Obrázek 7. Krabicový graf zobrazující difference RSI kategorie U18 v letech 2015 a 2016

6 DISKUZE

Hlavním cílem této diplomové práce bylo zjistit, jestli se u mladých basketbalistů 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 ABSLS, RELLS, RSI a H/Q_f DDK a NDK při úhlových rychlostech $60^\circ/s$ a $180^\circ/s$.

Vliv specifické únavy na změny hodnot svalové tuhosti, hodnot reaktivního silového indexu a hodnot poměru H/Q_f u adolescentních basketbalistů kategorie U16 a U18.

Svalová tuhost dolních končetin (ABSLS, RELLS)

LS je důležitý ukazatel při hodnocení míry rizika poranění LCA a dalších pasivních struktur kolenního kloubu. Čím větší je, tím lepší je schopnost aktivních stabilizátorů kolenní kloub chránit a nenechat pasivní struktury pod velkým tlakem. Výsledky této studie neprokázaly signifikantní pokles absolutní a relativní svalové tuhosti dolních končetin vlivem únavy v kategorii U16 a U18 při měření v roce 2015. V kategorii U16 se snížila ABSLS o 3,1 % ($p = 0,594$) a RELLS o 3,9 % ($p = 0,534$), v kategorii U18 došlo ke snížení ABSL o 4,5 % ($p = 0,241$) a RELLS o 4,2 % ($p = 0,284$). Jelikož nedošlo k významnému zhoršení ABSLS ani RELLS, nedá se z tohoto pohledu říci, že by únava vzniklá absolvováním specifického únavového protokolu zvyšovala riziko zranění KOK.

Studie tohoto charakteru, které by byly zaměřeny na basketbal, jsme v odborné literatuře nenašli. Většina proběhlých studií, které zkoumají vliv specifického únavového protokolu na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu je zaměřena na fotbal, a proto zde získaná data jsou nejčastěji srovnávána právě s těmito studiemi.

Dutto & Smith (2002) ve své studii na běžcích potvrdili snížení hodnoty LS po únavě, stejně tak jako Hatami, Joushghan & Eslami (2015) u volejbalistek. Oproti tomu Olivier et al. (2014) u fotbalistů neprokázali žádnou změnu a Morin, Jeannin, Chevallier & Belli (2006) u sprinterů také ne.

Podobnou studii jako my provedli Oliver et al. (2014). V této studii testovali deset mladých fotbalistů (věk $M=15,08 \pm 0,4$ let), které měřili před a po 42 minutové specifické fotbalové aktivitě. Zjistili, že došlo jen k individuálním změnám svalové tuhosti (půlce probandů se zvýšila, půlce snížila). Pro porovnání, naše výsledky vykazovaly trend snížení po únavovém protokolu o 3,1 % - 4,5 %.

Studie Lehnerta et al. (2017) zkoumala vliv specifického únavového protokolu pro fotbal na mladé elitní fotbalisty (věk $M=14,5 \pm 0,5$ let). Prokázali, že po únavě došlo ke statisticky významnému snížení ($p<0,001$) ABSLS i RELLS se středním efektem ($d=0,55$; $d=0,68$). Takové snížení svalové tuhosti značí pro omezení dopředné vazby a tím pádem snížení stability kolenního kloubu. Nadměrné zatížení pasivních struktur zvyšuje riziko vzniku nekontaktního poranění měkkých struktur kolene včetně LCA (Hewett et al., 2005; Hughes & Watkins, 2006).

Švarc (2015) ve své diplomové práci také zkoumal mladé fotbalisty a vliv únavy na svalovou tuhost a reaktivní sílu. Měření se zúčastnili fotbalisté žákovské kategorie U14 a U15 ($n=19$; věk $M=15,08 \pm 0,6$ let). Po absolvování fotbalově-specifického únavového protokolu došlo u sledovaných fotbalistů ke statisticky významnému ($p<0,05$) snížení RELLS.

Jak lze vidět z výše uvedených studií, výsledky týkající se změn svalové tuhosti po únavě nejsou jednotné. Vliv na různorodost výsledků může mít například různá podoba a náročnost únavových protokolů, různá úroveň trénovanosti sledovaných skupin, rozdíly v individuálních reakcích na zatížení apod.

Index reaktivní síly (RSI)

RSI je schopnost změny excentrické kontrakce na koncentrickou během natažení a zkrácení (stretch - shortening cycle). Můžeme si to popsat jako aktivní rychlé protažení svalu (excentricky) bezprostředně následované zkrácením (koncentricky) daného svalu. Čím je RSI vyšší, tím se testovaný sportovec lépe vyrovnává se stresem u svalově - šlachového komplexu. Teoreticky by mělo RSI po únavě klesat. Výsledky této studie však vykazují významné zlepšení RSI v kategorii U16 ($p = 0,013$). Významnost vlivu BUP28 na RSI potvrzují rovněž hodnoty „effect size“ ($r = 0,53$), které ukazují na velký efekt. V kategorii U18 byly změny hodnot po absolvování BUP28 nevýznamné (hodnoty zůstaly po únavě stejné).

Výsledky této studie naznačují, že zvyšující se hodnota RSI po únavě by teoreticky měla přispět k lepšímu vyrovnání se se stresem u svalově - šlachového komplexu a tím pádem snižovat riziko zranění kolenního kloubu. Velikost zatížení pro testované basketbalisty mohla být nedostačující, a proto hodnoty RSI stouply.

Již zmíněná studie Lehnerta et al. (2017) u mladých fotbalistů po únavě popisuje signifikantní zhoršení RSI. Další studie, která potvrzuje zhoršení RSI po únavě je studie autorů Toumi et al. (2006). Měření se zúčastnilo 16 chlapců (věk $M=24 \pm 4$ let). Výsledky ukázaly statisticky významné ($p<0,05$) zhoršení ve výsledných hodnotách RSI po absolvování únavového protokolu.

H/Q_f poměr

Funkční poměr H/Q počítá s koncentrickou aktivitou agonistů (Q) a excentrickou aktivitou antagonistů (H). Poměr H_{ecc}/Q_{con} vyjadřuje schopnost H brzdit pohyb prováděný s aktivním Q (Delextrat et al., 2010; Dvir, 2004). Dle Yeunga, Suen a & Yeunga (2009) je poměr menší než 0,6 spojen s až 17ti násobným relativním rizikem poranění hamstringů.

Zjištěné hodnoty v naší studii se ale výrazně nepohybovaly pod hodnotou 0,6, většina poměrů se nacházela v rozmezí kolem 0,7 - 0,9. Jediná hodnota blízko rizikové byla 0,69 u NDK při úhlové rychlosti 60° po zátěži v kategorii U18 v roce 2015. Žádná změna nebyla statisticky významná. Při měření H/Q_f poměrů ve skupině U16 došlo k nesignifikantnímu zvýšení hodnot DDK (102,9 %) a NDK (101,3 %) při úhlové rychlosti 60°. Naopak při rychlosti 180° se poměr u DDK (97,1 %) i NDK (98,6 %) nevýznamně snížil. Při zjišťování H/Q_f poměrů kategorie U18 došlo ke shodnému nevýznamnému snížení všech hodnot.

U obou kategorií došlo vlivem specifické únavy k poklesu 6 z 8 parametrů H/Q_f poměrů (2 parametry se mírně zvýšily), většinová tendence k poklesu hodnot u jednotlivých parametrů tedy odpovídá předpokládané zhoršující se tendenci. Žádná změna však neměla statistický význam. Také již zmiňovaná studie Lehnerta (2017) neukazuje na statisticky významné změny u mladých fotbalistů při hodnocení H/Q_f poměru ve spojení s únavou.

Wright et al. (2009) ve své studii na rekreačních fotbalistech naopak potvrdili zvýšení hodnoty konvenčního i funkčního poměru po absolvování fyzické aktivity (50x opakování poloviny jejich maximálního výkonu na isokinetickém dynamometru).

Jiní autoři však zjistili, že hodnota funkčního H/Q po absolvování zátěže klesá. Dochází k tomu nejspíš proto, že hamstringy hůře odolávají únavě (obsahují více rychlých vláken) než m. quadriceps femoris (Greco et al., 2012; Rahnema et al., 2003; Sangnier & Tourny-Chollet, 2007).

Vlivem únavy dochází k inhibiční strategii antagonistických svalů, která je vyjádřena sníženou aktivitou hamstringů a naopak zvýšenou aktivitou m. quadriceps femoris. Tato strategie umožňuje tělu vyrovnat se s únavou tím, že maximalizuje mechanickou účinnost agonisty a minimalizuje antagonistu. Tento kompenzační mechanismus však může negativně ovlivnit stabilitu kolenního kloubu (Padua et al., 2006).

Rozdíly ve změnách hodnot svalové tuhosti, hodnot reaktivního silového indexu a hodnot poměru H/Q_f v důsledku absolvování specifického únavového protokolu mezi hráči basketbalu kategorie U16 a U18 v prvním roce sledování a u kategorie U18 v roce 2015 a 2016.

Svalová tuhost dolních končetin (ABSLS, RELLS)

Výsledky naší studie ukazují u parametrů ABSLS a RELLS statisticky nevýznamný rozdíl diferencí testových skóre pre-testu a post-testu pro sledované kategorie U16 a U18 (ABSLS: $p = 0,972$; RELLS: $p = 0,860$). I když jsme v naší studii tento problém nezkoumali do hloubky, orientačně hodnoty pre-testů a post-testů byly vždy vyšší pro starší kategorii U18, což odpovídá informacím z odborné literatury, kde se uvádí zvyšování hodnot LS vlivem dospívání a tréninkového věku (např. tréninkem síly). Z hlediska změn v čase, resp. v průběhu dvou let u sledované skupiny kategorie U18, došlo pouze k nesignifikantním změnám diferencí hodnot LS.

Výše zmíněná studie, kterou provedli Lloyd, Oliver, Hughes & Williams (2011) přinesla podobné výsledky. Autoři sledovali vliv věku na schopnost vykonávat excentricko - koncentrické pohyby. Výzkumu se zúčastnilo celkem 250 mladých chlapců ve věku 7 - 17 let. Sledovali u nich výšku squat jumpu, countermovement jumpu, RSI a LS. Z výsledků vyplývá, že průměrné hodnoty LS rostou zároveň s věkem. Ostatní hodnoty většinou kopírovaly podobný trend zvyšování hodnot s dočasným poklesem mezi věkem 11 a 12 let.

O rok později stejní autoři publikovali práci, ve které sledovali věkové rozdíly v nervosvalové regulaci při vykonávání excentricko - koncentrických pohybů. Ve své

studii mezi sebou srovnávali tři věkové kategorie chlapců, U9 (n=11), U12 (n=11) a U15 (n=10). Pro posouzení schopnosti vykonávat excentricko-koncentrické pohyby byla stanovena ABSLS, která byla určena podle testu submaximálních skoků v určené frekvenci. Podobně jako v naší práci se pohybovala na hladině 2,5 Hz. Celý průběh testování byl velmi podobný tomu našemu. Výsledky u skupiny U15 ukázaly statisticky významně ($p < 0,05$) vyšší hodnoty ABSLS než u obou skupin U12 i U9. Skupina U12 vykazovala vyšších hodnot ABSLS než skupina U9, nebyly však statisticky významné. I při přepočtu na RELLS, kdy autoři brali v potaz délky končetin a hmotnost probandů, měla věková skupina U15 nejvyšší hodnoty RELLS, které byly významně ($p < 0,05$) vyšší než u skupiny U9 (R. Lloyd et al., 2012).

Autoři Laffaye, Choukou, Benguigui & Padulo (2017) provedli studii, jejímž cílem bylo zhodnotit efekt věku a pohlaví (a jejich interakce) na vykonání excentricko - koncentrických pohybů při skoku. Pro tento účel si vybrali 147 dívek a 148 chlapců ve věku 11 - 20 let, kteří se nevěnovali závodnímu sportu. Hodnoty LS, výšky skoku a RSI byly vyhodnoceny pomocí akcelerometru (Myotest). Probandi byli rozděleni do skupin dle věku a pohlaví na: 11-12, 13-14, 15-16, 17-18 a 19-20 let. LS se zvýšila z $24,7 \pm 10,6 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$ v 11-12 letech na $44,1 \pm 14 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$ v 19-20 letech, s malým vzrůstem do 16 let (+17 %) a velkým nárůstem mezi 17 - 20 lety (+32,7 %). U dívek se LS zvyšovala z hodnot $26,6 \pm 9 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$ v 11-12 letech na $39,4 \pm 10,9 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$ v 19-20 letech, s paradoxním snížením LS mezi 17-18 lety, pravděpodobně v důsledku zvýšení procent tuku v těle v tomto věku.

Podle výsledků studií, které publikovali Laffaye et al. (2017); Lloyd et al. (2012); Lloyd et al. (2011), existuje vliv věku na schopnost vykonávat efektivně excentricko - koncentrické pohyby. To má vliv na LS. Dospělí jedinci jsou schopni vyvinout větší pre-aktivace a dopředné regulace než děti a dospívající. Tento fakt určuje, že děti a dospívající mládež budou mít větší riziko zranění. Proto je důležité studovat změny LS u dospívající mládeže.

I když jsme se v naší studii na tento problém nezaměřovali, orientačně mají průměrné hodnoty LS rostoucí charakter spolu s věkem, stejně jako v pramenech odborné literatury. Tento fakt může být důkazem, že s věkem se zlepšuje neuromuskulární kontrola a vliv dopředné vazby, protože zraje nervový systém. Tím pádem je u starší kategorie zajištěna lepší dynamická stabilita kolenního kloubu a menší riziko zranění měkkých tkání a LCA.

Index reaktivní síly

Výsledky naší studie neprokázaly u žádného parametru statisticky významný rozdíl diferencí skóre pre-testů a post-testů ($p = 0,503$) skupin U16 a U18. Zároveň hodnoty vykazují opačný trend průměrných hodnot RSI vzhledem k věku. Orientačně jsme si všimli, že došlo ke snížení hodnot pre-testu i post-testu u starší kategorie U18 oproti mladší U16. Toto zjištění je v rozporu s odbornou literaturou, která většinou udává zvýšení hodnot při dospívání. Mezi autory, kteří ve svých studiích potvrdili trend zvyšování RSI vzhledem k věku, patří například Laffaye et al. (2017), Lloyd et al. (2012) a Lloyd et al. (2011).

Porovnání diferencí hodnot pre-testu a post-testu kategorie U18 v roce 2015 a 2016 nepotvrdilo statistickou významnost rozdílů mezi hodnotami RSI.

H/Q_f poměr

Při našem měření jsme nezaznamenali v parametru H/Q_f statisticky významný rozdíl diferencí testových skóre pre-testu a post-testu mezi skupinami U16 a U18 v žádné ze dvou testovaných rychlostí. Jelikož nedošlo k významnému zhoršení u žádného z parametrů H/Q_f, nedá se z tohoto pohledu říci, že by únava vzniklá absolvováním specifického únavového protokolu zvyšovala riziko zranění. U většiny H/Q_f poměrů byly rovněž sledovány nižší hodnoty u starší kategorie U18, než u mladší U16, což by mohlo být způsobeno například zaměřením silového tréninku. Je však nutno podotknout, že rozdíly byly velmi nízké. Porovnání diferencí hodnot pre-testu a post-testu kategorie U18 v roce 2015 a 2016 nepotvrdilo statistickou významnost rozdílů u žádné z testovaných rychlostí při měření H/Q_f.

Studie, kterou provedl De Ste Croix (2012) zkoumala 36 mladých fotbalistek a jejich reakce na svalovou únavu. Sledovali několik parametrů, my se zaměříme na poměr H/Q_f. Dívky byly rozděleny dle věku na tři skupiny: U13, U15 a U17 a měření probíhalo při úhlové rychlosti 60°, 120° a 180°/s. Poměr H/Q_f se po absolvování specifické únavy měnil, a to tak, že jeho hodnota se u kategorie U13 zhoršila, u U15 zůstala beze změny a v kategorii U17 se dokonce po únavě zlepšila.

Problematiku zvyšování svalové síly a aerobní kapacity spolu s věkem zkoumali Paulauskas et al. (2012) ve své studii mladých (14 let) a elitních (25 let) basketbalistů. Z výsledků vyplývá, že relativní ukazatele svalové síly ani anaerobní kapacita opakované svalové práce se u nich neliší. Koncentrace laktátu v krvi po fyzickém

zatížení byla rovněž podobná u obou skupin. Výsledky tedy neukazují na zvyšování relativních ukazatelů svalové síly spolu s věkem. Další studie, která zkoumala elitní hráče basketbalu (24 let) a mladé hráče (15 let) měla za cíl zjistit rozdíl mezi skupinami ve vertikálním skoku, schopnosti opakování sprintů a v mechanické síle. Výsledky ukázaly, že není přítomen žádný významný rozdíl mezi mladými a elitními sportovci. Nicméně, elitní hráči produkovali více síly než ti mladší (Balsalobre-Fernández et al., 2016).

Vyjádření k výzkumným otázkám:

VO1:

Z výsledků této studie vyplývá, že u sledovaných kategorií basketbalistů U16 a U18 nedošlo k významnému zhoršení hodnot sledovaných indikátorů stability kolenního kloubu po absolvování specifického únavového protokolu BUP28. Jediný parametr RSI zaznamenal statisticky významnou změnu - zlepšení v kategorii U16 (110,7 %; $p = 0,013$, $r = 0,53$). Lze sledovat pouze trend poklesu hodnot ABSLS a RELLS, což by mohlo svědčit o omezení dopředné vazby vlivem únavy. Dá se tedy říci, že v důsledku absolvování BUP28 nedošlo ke zhoršení neuromuskulární kontroly kolenního kloubu u obou skupin.

VO2:

Porovnání diferencí hodnot sledovaných parametrů před a po absolvování BUP28 mezi skupinami U16 a U18 v roce 2015 nepotvrdilo ani v jednom případě statisticky významný rozdíl. Dá se říci, že věk neovlivnil změny hodnot sledovaných indikátorů stability kolenního kloubu po absolvování specifického únavového protokolu BUP28.

VO3:

Výsledky studie v prvním a druhém roce sledování kategorie U18 nepotvrdily vliv věku na změny hodnot sledovaných indikátorů stability kolenního kloubu po absolvování specifického únavového protokolu BUP28. Byl zjištěn pouze rozdíl diferencí testových skóre pre-testu a post-testu u parametru RSI, který byl na hranici statistické významnosti ($p = 0,059$). Dá se tedy říci, že ani v tomto případě neměl věk vliv na změny sledovaných hodnot.

Přestože výsledky naší studie jednoznačně nepotvrdily zvýšené riziko zranění po absolvování specifického únavového protokolu, z pohledu fyzioterapeuta bych dodala, že vzhledem k tomu, že mladí sportovci mají větší riziko poranění a jejich postura se může tréninkem měnit, je nanejvýš nutné jim věnovat profesionální péči a dohled. Ať už z hlediska odborného vedení trenérem nebo pravidelného sledování fyzioterapeutem. Jako vhodné řešení se jeví pravidelné sportovní prohlídky sportovců a ideální situace nastane, pokud sportovní klub disponuje vlastním fyzioterapeutem, který mladé sportovce zná a může s nimi dle vlastního uvážení spolupracovat. Bohužel někdy nastane situace, při které má trenér a fyzioterapeut odlišný názor. Nejčastěji k této situaci dojde, pokud se rozhodují, jestli už má sportovec startovat nebo ne. Z pohledu trenéra se může jevit start sportovce jako vhodný a nutný (např. motivace hráče, týmový duch), fyzioterapeut vidí potenciální zhoršení problémů nebo vznik nových zranění. V dnešní době je jejich spolupráce nutná, vzhledem k tomu, že se sport rychle profesionalizuje a na mladé hráče jsou mnohdy kladeny vysoké nároky. Čím více bude mladých zdravých sportovců, tím větší množství jich má šanci se sportu věnovat i v dospělém věku. Buď na úrovni vrcholové, nebo jen rekreační.

7 ZÁVĚRY

Výsledky studie jednoznačně nepotvrzují vliv specifického únavového protokolu na ukazatele svalové a nervosvalové komponenty dynamické stability kolenního kloubu u kategorie U16 ani U18. Ke statisticky významé změně došlo pouze u RSI kategorie U16, a to ve smyslu zvýšení hodnot po únavě.

Výsledky této studie nepotvrzují signifikantní rozdíly mezi hráči basketbalu kategorie U16 a U18 ve vlivu specifického únavového protokolu na ukazatele svalové a nervosvalové komponenty dynamické stability KOK.

Výsledky studie v prvním a druhém roce sledování u kategorie U18 nepotvrdily vliv věku na změny hodnot sledovaných indikátorů stability KOK po absolvování specifického únavového protokolu BUP28.

Vzhledem k počtu sledovaných probandů doporučujeme provést další studii podobného zaměření, avšak s vyšším počtem probandů, respektive s delším sledovacím obdobím nebo s více skupinami odlišného věku.

8 SOUHRN

Cílem této diplomové práce bylo zjistit, zda se u hráčů basketbalu v průběhu adolescence mění vliv specifické únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability kolenního kloubu. Dílčím cílem bylo posoudit u sledovaných basketbalistů kategorie U18 vliv specifické únavy na svalovou a nervosvalovou komponentu dynamické stability KOK v průběhu dvou let. Dalším dílčím cílem bylo zjistit, zda u sledovaných adolescentních hráčů basketbalu existují mezi kategoriemi U16 a U18 odlišnosti ve vlivu specifické únavy na sledované hodnoty.

Teoretická část práce zpracovává současné poznatky o anatomii a kineziologii KOK, obsahuje také popis dynamických stabilizátorů KOK a neuromuskulárního řízení stability. Popisuje basketbal, vznik nejčastějších zranění a jejich charakter. Obsahuje kapitolu o únavě a specifických adolescentního věku. Na závěr teoretické části jsou uvedeny sledované a hodnocené parametry (LS, RSI, H/Q_f poměr), které jsou používány k hodnocení svalové a nervosvalové komponenty dynamické stability KOK.

Ve výzkumné části je popsána použitá metodika měření. Výzkumný soubor tvoří dvě skupiny basketbalistů U16 ($N=11$; $16,1 \pm 0,4$ let) a U18 ($N=10$; $17,7 \pm 0,4$ let) měřených v roce 2015, opakovaného měření v roce 2016 se zúčastnila pouze U18. Pre-test proběhl před zátěží BUP28, což je specifický únavový protokol pro basketbal, který simuluje utkání. Ihned po absolvování BUP28 se uskutečnil post-test. Pro výpočet RSI bylo využito drop jump testu (seskok z vyvýšeného místa; 30cm). LS se stanovovala dle provedení testu 20 sub-maximálních vertikálních skoků při frekvenci 2,5 Hz. Pro realizaci těchto testů byl využit systém Optojump TM next (Microgate, Bolzano, Italy). Izokinetické testování probíhalo na přístroji Isomed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany). K posouzení změn svalové rovnováhy byl vybrán H/Q_f poměr pro dominantní a nedominantní dolní končetinu při úhlových rychlostech $60^\circ/s$ a $180^\circ/s$.

Z výsledků studie vyplývá, že u sledovaných kategorií basketbalistů U16 a U18 nedošlo k významnému zhoršení hodnot sledovaných indikátorů stability KOK po absolvování specifického únavového protokolu BUP28. Porovnání diferencí hodnot sledovaných parametrů před a po absolvování BUP28 mezi U16 a U18 v roce 2015 nepotvrdilo ani v jednom případě statisticky významný rozdíl. Porovnání diferencí v prvním a druhém roce sledování kategorie U18 nepotvrdilo vliv věku na změny sledovaných hodnot po únavě.

9 SUMMARY

The aim of this diploma thesis was to determine the impact of specific fatigue and adolescence on muscular and neuromuscular component of knee joint dynamic stability in case of basketball players. A partial goal was to assess the effect of specific fatigue on the muscular and neuromuscular component of knee joint dynamic stability during the two years in category U18. Another partial goal was to find out whether there are differences in the effect of specific fatigue on the monitored values between the U16 and U18.

Theoretical part of thesis elaborates contemporary pieces of knowledge about anatomy and kinesiology of KOK, it also contains a description of the dynamic stabilizers of KOK and neuromuscular control of stability. It describes basketball, the most common injuries and their character. It contains a chapter about fatigue and the specifics of adolescent age. At the end of the theoretical part, there are mentioned monitored and evaluated parameters (LS, RSI, H/Q_f ratio), which are used for evaluation of muscular and neuromuscular components of knee joint dynamic stability.

In investigative part there is described used measurement methodology. Research group consists of two categories - U16 (N=11; 16,1 ± 0,4 years) and U18 (N=10; 17,7 ± 0,4 years). Group U18 was measured in 2015 and 2016, U16 only in 2015. Pre-test measurement was done before BUP28, which is a specific fatigue protocol made especially for basketball to simulate real match. Immediately after completion of BUP28, post-test was performed. To calculate RSI, a drop jump test was used (jumping from a raised position, 30cm). LS was determined by performing a test of 20 sub-maximum vertical jumps at frequency of 2.5 Hz. The Optojump TM next system (Microgate, Bolzano, Italy) was used to carry out these tests. Isokinetic testing has been done by system Isomed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany). For assessment of changes of muscular balance were chosen H/Q_f ratios for dominant and non-dominant leg at angular velocities 60°/s and 180°/s.

The results of the study show that the monitored categories U16 and U18 have no significant deterioration in values of monitored indicators of KOK stability after completing the specific fatigue protocol BUP28. Comparing the differences in the values of the monitored parameters before and after the BUP28 between U16 and U18 in 2015 did not confirm a statistically significant difference in either case.

Comparison of differences in the first and second year of U18 observation did not confirm the influence of age on changes in post-fatigue values.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. 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. <https://doi.org/10.1177/03635465980260021201>
- 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 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 17(7), 705–729. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0813-1>
- Askling, C. M., Tengvar, M., Saartok, T., & Thorstensson, A. (2007). Acute First-Time Hamstring Strains during Slow-Speed Stretching: Clinical, Magnetic Resonance Imaging, and Recovery Characteristics. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10), 1716–1724. <https://doi.org/10.1177/0363546507303563>
- 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, 909–16. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1311586>
- Badin, O. O., Smith, M. R., Conte, D., & Coutts, A. J. (2016). Mental Fatigue: Impairment of Technical Performance in Small-Sided Soccer Games. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(8), 1100–1105. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0710>
- Balsalobre-Fernández, C., María Tejero-González, C., del Campo-Vecino, J., Bachero-Mena, B., & Sánchez-Martínez, J. (2016). Differences of muscular performance between professional and young basketball players. / Diferencias en el rendimiento muscular entre jugadoresde baloncesto profesionales y jóvenes. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 11(31), 61–65.
- Bamaç, B., Çolak, T., Özbek, A., Çolak, S., Cinel, Y., & Yenigün, Ö. (2008). Isokinetic Performance in Elite Volleyball and Basketball Players. / Parametri Izokinetičke Izvedbe Pokreta Kod Vrhunskih Odbojkaša I Košarkaša. *Kinesiology*, 40(2), 182–188.

- Beynnon, B. D., & Shultz, S. J. (2008). Anatomic Alignment, Menstrual Cycle Phase, and The Risk of Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Athletic Training*, 43(5), 541–542. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-43.5.541>
- Bird, S. P., & Markwick, W. J. (2016). Musculoskeletal Screening and Functional Testing: Considerations for Basketball Athletes. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 11(5), 784–802.
- Blackburn, T. A., & Craig, E. (1981). Knee Anatomy A Brief Review. *ResearchGate*, 60(12), 1556–60.
- Boksem, M. A. S., Meijman, T. F., & Lorist, M. M. (2005). Effects of mental fatigue on attention: An ERP study. *Cognitive Brain Research*, 25(1), 107–116. <https://doi.org/10.1016/j.cogbrainres.2005.04.011>
- Coleman, B., & Mullin, C. (1996). *Abeceda basketbalu: průvodce mladého hráče basketbalu*. Praha: Ikar.
- Coombs, R., & Garbutt, G. (2002). Developments in the Use of the Hamstring/Quadriceps Ratio for the Assessment of Muscle Balance. *Journal of Sports Science & Medicine*, 1(3), 56–62.
- Cormack, S. J., Newton, R. U., McGuigan, M. R., & Cormie, P. (2008). Neuromuscular and endocrine responses of elite players during an Australian rules football season. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 3(4), 439–453.
- Coutts, A. J., Reaburn, P., Piva, T. J., & Rowsell, G. J. (2007). Monitoring for overreaching in rugby league players. *European Journal of Applied Physiology*, 99(3), 313–324. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0345-z>
- Čihák, R., Grim, M., Fejfar, O., & Univerzita, K. (2011). *Anatomie. 1* (3., a dopl. vyd). Praha: Grada.
- Dai, B., Mao, D., Garrett, W. E., & Yu, B. (2014). Anterior cruciate ligament injuries in soccer: Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *Journal of Sport and Health Science*, 3(4), 299–306. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.06.002>
- Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J.-R., & Bourdin, M. (2004). A Simple Method for Field Measurements of Leg Stiffness in Hopping. *International Journal of Sports Medicine*, 25(3), 170–176. <https://doi.org/10.1055/s-2003-45252>
- Dauty, M., Potiron-Josse, M., & Rochcongar, P. (2003). [Consequences and prediction of hamstring muscle injury with concentric and eccentric isokinetic parameters

- in elite soccer players]. *Annales De Readaptation Et De Medecine Physique: Revue Scientifique De La Societe Francaise De Reeducation Fonctionnelle De Readaptation Et De Medecine Physique*, 46(9), 601–606.
- De Ste Croix,. (2012). 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., Ratel, S., & Armstrong, N. (2009). Age- and sex-associated differences in isokinetic knee muscle endurance between young children and adults. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 34(4), 725–731. <https://doi.org/10.1139/H09-064>
- Deitch, J. R., Starkey, C., Walters, S. L., & Moseley, J. B. (2006). Injury risk in professional basketball players: a comparison of Women’s National Basketball Association and National Basketball Association athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(7), 1077–1083. <https://doi.org/10.1177/0363546505285383>
- 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. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1243642>
- Dipla, K., Tsirini, T., Zafeiridis, A., Manou, V., Dalamitros, A., Kellis, E., & Kellis, S. (2009). Fatigue resistance during high-intensity intermittent exercise from childhood to adulthood in males and females. *European Journal of Applied Physiology*, 106(5), 645–653. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1058-x>
- Duffield, R., & Coutts, A. J. (2011). Fatigue and the regulation of exercise intensity during team sport matches. *Získáno z* <https://researchoutput.csu.edu.au/en/publications/fatigue-and-the-regulation-of-exercise-intensity-during-team-spor>
- Dutto, D. J., & Smith, G. A. (2002). Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(8), 1324–1331.
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: muscle testing, interpretation, and clinical applications* (2nd ed). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Dylevský, I. (Ed.). (1997). *Pohybový systém a zátěž*. Praha: Grada.

- Fabricant, P. D., & Kocher, M. S. (2016). Anterior Cruciate Ligament Injuries in Children and Adolescents. *Orthopedic Clinics of North America*, 47(4), 777–788. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2016.05.004>
- Falk, B., & Dotan, R. (2006). Child-Adult Differences in the Recovery from High-Intensity Exercise. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 34(3), 107–112.
- Finch, C., Williamson, A., & O'Brien, B. (2011). An overview of the epidemiological evidence linking injury risk to fatigue in sport: Identification of research needs and opportunities. *Získáno z* https://researchonline.federation.edu.au:8443/vital/access/manager/Repository/vital:5785;jsessionid=1106CD715A163C8BA2D509DE2EF638EB?exact=sm_title%3A%22An+overview+of+the+epidemiological+evidence+linking+injury+risk+to+fatigue+in+sport%3A+Identification+of+research+needs+and+opportunities%22
- 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(8), 592–597. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1202817>
- Frisch, A., Urhausen, A., Seil, R., Croisier, J. L., Windal, T., & Theisen, D. (2011). Association between preseason functional tests and injuries in youth football: a prospective follow-up. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21(6), e468-476. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01369.x>
- Gaca, A. M. (2009). Basketball injuries in children. *Pediatric Radiology*, 39(12), 1275. <https://doi.org/10.1007/s00247-009-1360-0>
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81(4), 1725–1789.
- Greco, C. C., Da Silva, W. L., Camarda, S. R. A., & Denadai, B. S. (2012). Rapid hamstrings/quadriceps strength capacity in professional soccer players with different conventional isokinetic muscle strength ratios. *Journal of Sports Science & Medicine*, 11(3), 418–422.
- Gross, J. M., Fetto, J., Supnick, E. R., Zemanová, M., & Vacek, J. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu* (Vyd. 1). Praha: Triton.
- Guedes, P. F., & Amado João, S. M. (2014). Postural Characterization of Adolescent Federation Basketball Players. *Journal of Physical Activity and Health*, 11(7), 1401–1407. <https://doi.org/10.1123/jpah.2012-0489>

- Hatami Joushghan, Z., & Eslami, M. (2015). The Effect of Fatigue on the Stiffness Changes in Legs, Ankle and Knee Joints in Lower Limb During a Thirty-Second Continuous Vertical Jump Test in Female Volleyball Players. *Journal of Sport Biomechanics*, 1(2), 15–23.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., ... 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. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501. <https://doi.org/10.1177/0363546504269591>
- Houweling, T. A. W., Head, A., & Hamzeh, M. A. (2009). Validity of isokinetic testing for previous hamstring injury detection in soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, 17(4), 213–220. <https://doi.org/10.3233/IES-2009-0356>
- Hsu, W.-H., Fisk, J. A., Yamamoto, Y., Debski, R. E., & Woo, S. L.-Y. (2006). Differences in torsional joint stiffness of the knee between genders: a human cadaveric study. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(5), 765–770. <https://doi.org/10.1177/0363546505282623>
- Hughes, G., & Watkins, J. (2006). A Risk-Factor Model for Anterior Cruciate Ligament Injury. *Sports Medicine*, 36(5), 411–428. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636050-00004>
- Hulka, K., Cuberek, R., & Belka, J. (2013). Heart rate and time-motion analyses in top junior players during basketball matches. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*, 43(3), 27–35. <https://doi.org/10.5507/ag.2013.015>
- Hůlka, K., Lehnert, M., & Bělka, J. (2017). Reliability and validity of a basketball-specific fatigue protocol simulating match load. *Acta Gymnica*, 47(2), 92–98. <https://doi.org/10.5507/ag.2017.009>
- Kapandji, A. I. (1998). *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints. Volume 2, Lower limb* (5th ed). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., ... Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(11), 2218–2225. <https://doi.org/10.1177/0363546510373570>
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi* (1. vyd). Praha: Galén.

- Kramer, L. C., Denegar, C. R., Buckley, W. E., & Hertel, J. (2007). Factors associated with anterior cruciate ligament injury: history in female athletes. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 47(4), 446–454.
- Laffaye, G., Choukou, M. A., Benguigui, N., & Padulo, J. (2017). Age- and gender-related development of stretch shortening cycle during a sub-maximal hopping task. *Biology of Sport*, 34(1), 29–35.
- Langmeier, J., & Krejčířová, D. (2006). *Vývojová psychologie* (2., aktualizované vydání). Praha: Grada.
- Lehnert, M., Botek, M., Sigmund, M., Smékal, D., Šťastný, P., Malý, T., ... Neuls, F. (2014). *Kondiční trénink*. UP Olomouc.
- Lehnert, M., Hulka, K., Xaverová, Z., Maixnerová, E., Milichová, P., & Reich, P. (2017). CHANGES IN MUSCULAR AND NEUROMUSCULAR FUNCTIONS IN U17 AND U19 MALE BASKETBALL PLAYERS FOLLOWING SPECIFIC FATIGUE PROTOCOL. *Studia kinanthropologica*, 18, 19–32.
- Lloyd, R., Oliver, J., Hughes, M., & Williams, C. (2012). Age-related differences in the neural regulation of stretch-shortening cycle activities in male youths during maximal and sub-maximal hopping. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22, 37–43. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.09.008>
- Lloyd, R. S., Oliver, J. L., Hughes, M. G., & Williams, C. A. (2011). 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. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181e7faa8>
- Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity* (První vydání). Praha: Galén.
- Mair, S. D., Seaber, A. V., Glisson, R. R., & Garrett, W. E. (1996). The role of fatigue in susceptibility to acute muscle strain injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 24(2), 137–143. <https://doi.org/10.1177/036354659602400203>
- Mangine, G. T., Hoffman, J. R., Gonzalez, A. M., Jajtner, A. R., Scanlon, T., Rogowski, J. P., ... Stout, J. R. (2014). Bilateral Differences in Muscle Architecture and Increased Rate of Injury in National Basketball Association Players. *Journal of Athletic Training*, 49(6), 794–799. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.60>

- 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 & Performance*, *10*(4), 482–488.
- Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2007). Submaximal fatigue of the hamstrings impairs specific reflex components and knee stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *15*(5), 525–532. <https://doi.org/10.1007/s00167-006-0226-3>
- Munro, A., Herrington, L., & Comfort, P. (2012). Comparison of landing knee valgus angle between female basketball and football athletes: Possible implications for anterior cruciate ligament and patellofemoral joint injury rates. *Physical Therapy in Sport*, *13*(4), 259–264. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2012.01.005>
- Nakonečný, M. (1998). *Základy psychologie* (Vyd. 1). Praha: Academia.
- Newman, M. A., Tarpenning, K. M., & Marino, F. E. (2004). Relationships between isokinetic knee strength, single-sprint performance, and repeated-sprint ability in football players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *18*(4), 867–872. <https://doi.org/10.1519/13843.1>
- 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 Physiology*, *3*. <https://doi.org/10.3389/fphys.2012.00082>
- Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B. 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. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-2949-z>
- 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.
- Paulauskas, R., Dadelienė, R., Paulauskienė, R., & Skernevičius, J. (2012). Anaerobic Power and Repetitive Muscle Work Capacity of Older Elite and Developing Young Basketball Players. / Didelio Meistriškumo Ir Jaunujų Krepšininkų Anaerobinis Raumenų Pajėgumas Ir Kartotinio Darbo Ištvėmė. *Education. Physical Training. Sport*, *85*(2), 48–53.

- Petersen, W., & Zantop, T. (2007). Anatomy of the Anterior Cruciate Ligament with Regard to Its Two Bundles. *ResearchGate*, 454(454), 35–47. <https://doi.org/10.1097/BLO.0b013e31802b4a59>
- Pilný, J. (2007). *Prevence úrazů pro sportovce: taping: popis zranění, první pomoc, léčba, rehabilitace* (1. vyd). Praha: Grada.
- Prodromos, Chadwick C. (2008). *The anterior cruciate ligament : reconstruction and basic science* (1.). Philadelphia, Pa. : Elsevier Saunders, c2008.
- Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A., & Graham-Smith, P. (2003). Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *Journal of Sports Sciences*, 21(11), 933–942. <https://doi.org/10.1080/0264041031000140428>
- Ratel, S., Duché, P., & Williams, C. A. (2006). Muscle fatigue during high-intensity exercise in children. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(12), 1031–1065.
- Read, P., Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B. A., Myer, G. D., & Lloyd, R. S. (2015). Injury Risk Factors in Male Youth Soccer Players. *Strength & Conditioning Journal*, 37(5), 1–7. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000171>
- Renstrom, P., Ljungqvist, A., Arendt, E., Beynonn, B., Fukubayashi, T., Garrett, W., ... Engebretsen, L. (2008). Non-contact ACL injuries in female athletes: an International Olympic Committee current concepts statement. *British Journal of Sports Medicine*, 42(6), 394–412. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.048934>
- Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80–84.
- 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(8), 556–568. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.051417>
- Salatkaitė, S., Garbenytė-Apolinskienė, T., Šiupšinskas, L., Kajėnienė, A., & Gudas, R. (2016). Risk of Sports-Related Musculoskeletal Injuries Among Elite Women Basketball Players According to Position on the Court and Sport Results. *Baltic Journal of Sport & Health Sciences*, 100(1), 47–54.
- Sangnier, S., & Tourny-Chollet, C. (2007). Comparison of the decrease in strength between hamstrings and quadriceps during isokinetic fatigue testing in

- semiprofessional soccer players. *International Journal of Sports Medicine*, 28(11), 952–957. <https://doi.org/10.1055/s-2007-964981>
- Scherrer, J., & Máček, M. (1995). *Únava* (1. vyd). Praha: Victoria Publishing.
- Schwebel, D. C., & Brezaussek, C. M. (2014). Child Development and Pediatric Sport and Recreational Injuries by Age. *Journal of Athletic Training*, 49(6), 780–785. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-49.3.41>
- Sinkjaer, T., Toft, E., Andreassen, S., & Hornemann, B. C. (1988). Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *Journal of Neurophysiology*, 60(3), 1110–1121.
- 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 and Medicine in Sport*, 13(1), 120–125. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2008.08.005>
- Steffen, K., Pensgaard, A. M., & Bahr, R. (2009). Self-reported psychological characteristics as risk factors for injuries in female youth football. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 19(3), 442–451. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00797.x>
- Švarc, R. (2015). Vliv specifické únavy na riziko zranění ACL u fotbalistů žákovské kategorie.
- Taylor, K., Hopkins, W., Chapman, D., & Cronin, J. (2016). Error of measurement in jump performance is influenced by training phase. *ECU Publications Post 2013*. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0115>
- Theisen, D., Malisoux, L., Seil, R., & Urhausen, A. (2014). Injuries in Youth Sports: Epidemiology, Risk Factors and Prevention. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 2014(9), 248–248. <https://doi.org/10.5960/dzsm.2014.137>
- Toumi, H., Poumarat, G., Best, T. M., Martin, A., Fairclough, J., & Benjamin, M. (2006). Fatigue and muscle–tendon stiffness after stretch–shortening cycle and isometric exercise. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 31(5), 565–572. <https://doi.org/10.1139/h06-034>
- Trojan, S. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka* (3., přeprac. a vyd). Praha: Grada.
- Wan, X., Qu, F., Garrett, W. E., Liu, H., & Yu, B. (2017). Original article: The effect of hamstring flexibility on peak hamstring muscle strain in sprinting. *Journal of*

<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.03.012>

- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Chmielewski, T. L., & Borsa, P. A. (2006). Measurement and Evaluation of Dynamic Joint Stability of the Knee and Ankle After Injury. *Sports Medicine*, 36(5), 393–410.
- Wilmore, J. H., Costill, D. L., & Kenney, W. L. (2008). *Physiology of sport and exercise* (4th ed). Champaign, Ill: Human Kinetics.
- 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. <https://doi.org/10.3233/IES-2009-0348>
- Yanagawa, T., Shelburne, K., Serpas, F., & Pandy, M. (2002). Effect of hamstrings muscle action on stability of the ACL-deficient knee in isokinetic extension exercise. *Clinical Biomechanics*, 17(9), 705–712. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00104-3](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00104-3)
- Yeung, S. S., Suen, A. M. Y., & Yeung, E. W. (2009). A prospective cohort study of hamstring injuries in competitive sprinters: preseason muscle imbalance as a possible risk factor. *British Journal of Sports Medicine*, 43(8), 589–594. <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.056283>
- Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 41(suppl 1), i47–i51. <https://doi.org/10.1136/bjism.2007.037192>
- Zuckerman, S. L., Wegner, A. M., Roos, K. G., Djoko, A., Dompier, T. P., & Kerr, Z. Y. (2016). Injuries sustained in National Collegiate Athletic Association men's and women's basketball, 2009/2010-2014/2015. *British Journal Of Sports Medicine*. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2016-096005>

11 PŘÍLOHY

Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP

