

**Univerzita Palackého v Olomouci**

**Fakulta tělesné kultury**

**DYSBALANCE SIL KOLENNÍCH FLEXORŮ A EXTENZORŮ A JEJÍ ZMĚNY  
V PRŮBĚHU ROČNÍHO TRÉNINKOVÉHO CYKLU U ADOLESCENTNÍCH  
FOTBALISTŮ**

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Jana Rothkögelová, Fyzioterapie  
Vedoucí práce: doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr.

Olomouc 2012

## Bibliografická identifikace

<b>Jméno a příjmení autora:</b>	Bc. Jana Rothkögelová
<b>Název diplomové práce:</b>	Dysbalance sil kolenních flexorů a extenzorů a její změny v průběhu ročního tréninkového cyklu u adolescentních fotbalistů
<b>Pracoviště:</b>	Katedra fyzioterapie
<b>Vedoucí:</b>	doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr.
<b>Rok obhajoby:</b>	2012

**Abstrakt:** Cílem diplomové práce je posoudit míru dysbalance sil kolenních flexorů (hamstringů) a extenzorů (kvadricepsu) a její změny ve vybraných obdobích ročního tréninkového cyklu (RTC). Výzkumu se zúčastnili adolescentní fotbalisté SK Sigma Olomouc ( $n=11$ ; průměrný věk  $17,8\pm 0,3$ ). Měření bylo provedeno v období po skončení podzimního soutěžního období, na začátku zimního přípravného období, po skončení zimního přípravného období a v průběhu jarního soutěžního období. Svalová síla byla měřena izokinetickým dynamometrem ISOMED 2000 v úhlové rychlosti  $60^\circ/s$ , a svalové zkrácení přístrojem DTP-2. Friedmanova ANOVA neprokázala významné změny dynamického ani klasického H/Q poměru v RTC. Doporučovaných hodnot H/Q poměrů hráči dosáhli spíše ke konci sledovaného období RTC. Bylo prokázáno svalové zkrácení hamstringů u obou dolních končetin (DK), a to ve všech sledovaných obdobích. U bilaterálních rozdílů svalového zkrácení hamstringů byla prokázána významná změna ( $p=0,02$ ) mezi prvním a druhým měřením. Významná korelace ( $r=0,73$ ;  $p=0,02$ ) mezi mírou svalového zkrácení hamstringů a silou jejich koncentrické kontrakce byla prokázána pouze na dominantní DK v prvním měření. U sledovaného souboru fotbalistů byl potvrzen výskyt dysbalance sil kolenních flexorů a extenzorů i svalové zkrácení hamstringů, jejich míra se však v průběhu vybraných období RTC výrazně neměnila. Proto by se dalo považovat za dostačující sledování těchto parametrů pouze jedenkrát za jarní a podzimní fotbalovou sezónu, a to nejlépe na začátku přípravného období.

**Klíčová slova:** svalové dysbalance, svalová síla, svalové zkrácení hamstringů, izokinetika, diagnostika, fotbal

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

## Bibliographical identification

**Author's first name and surname:** Bc. Jana Rothkögelová  
**Title of the bachelor thesis:** Strenght imbalance of knee flexors and extensors and its changes over the one year course of training in adolescent soccer players.  
**Department:** Department of Physiotherapy  
**Supervisor:** doc. PaedDr. Michal Lehnert, Dr.  
**The year of presentation:** 2012

**Abstrakt:** The aim of this diploma thesis is to evaluate the level of strenght imbalance of knee flexors (hamstrings) and extensors (quadriceps) and its changes in selected periods of one year training cycle (RTC). Adolescent soccer players from SK Sigma Olomouc took part in the research (n=11, average age 17,8±0,3). The measurements were conducted after the autumn competitive period, at the beginning and the end of the winter preparatory period and during the spring competitive period. The muscle strenght was measured with the use of isokinetic dynamometer ISOMED 2000 and muscle shortening with DTP-2 machine. Friedmans ANOVA did not prove major changes of neither dynamic nor classic H/Q ratio. The players have reached recommended H/Q ratios more towards the end of the research period RTC. The analysis proved shortening of hamstrings in both legs, in all training periods. In bilateral division of muscle shortening of hamstring there was a significant change (p=0,02) proven between the first and second round of measurements. Significant correlation (r=0,73, p=0,02) between the level of hamstring shortening and its concentric contraction was proven only in the dominant leg in first round of measurement. There was a proof of strenght imbalance of knee flexors and extensors and muscle shortening of hamstrings in selected study group of soccer players, however there were no significnat change of their level in selected periods of one year training cycle. Therefore it could be considered sufficient to measure these parametrs just once in sping and autumn soccer season, preferably at the beginning of preparatory period.

**Keywords:** muscle imbalance, muscle strenght, muscle shorteninig of hamstrigns, izokinetics, diagnostics, soccer.

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

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně s odbornou pomocí doc. PaedDr. Michala Lehnerta, Dr., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 13. listopadu 2012

.....

Děkuji vedoucímu práce doc. PaedDr. Michalu Lehnertovi, Dr. za pomoc, trpělivost a cenné rady poskytnuté při zpracovávání diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Josefu Urbanovi za podněty poskytnuté při konzultacích diplomové práce, RNDr. Milanu Elfmarkovi a Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc při zpracování statistických dat a Bc. Petru Chvojkovi za pomoc při izokinetickém měření.

V Olomouci 10. listopadu 2012

## OBSAH

SEZNAM ZKRATEK.....	8
1 ÚVOD .....	9
2 SYNTÉZA POZNATKŮ .....	10
2.1 FOTBAL.....	10
2.1.1 Fyziologie pohybů při fotbale .....	11
2.1.2 Kineziologie nejčastějších pohybů.....	11
2.1.3 Tréninkový proces ve fotbale .....	13
2.1.3.1 Periodizace sportovního tréninku .....	13
2.1.3.2 Trénink svalové síly.....	15
2.2 KOSTERNÍ SVAL JAKO GENERÁTOR SVALOVÉ SÍLY .....	17
2.2.1 Vlastnosti svalové tkáně.....	17
2.2.1 Svalová kontrakce jako zdroj svalové síly .....	19
2.2.2 Typy svalových vláken.....	19
2.2.3 Motorická jednotka .....	20
2.2.4 Svalový tonus jako předpoklad volných pohybů .....	21
2.2.5 Řízení svalové aktivity .....	21
2.2.6 Typy svalových kontrakcí ve fotbale .....	24
2.3 FUNKČNÍ SVALOVÉ PORUCHY.....	27
2.3.1 Svalové dysbalance .....	28
2.3.2 Svaly zkrácené a oslabené.....	31
2.3.3 Možnosti objektivizace svalového zkrácení.....	34
2.4 KOLENNÍ KLOUB.....	37
2.4.1 Pohyby v koleni.....	37
2.4.2 Stabilizátory kolene.....	38
2.5 TESTOVÁNÍ SÍLY POMOCÍ IZOKINETICKÉ DYNAMOMETRIE .....	42
2.5.4 H/Q poměr.....	46
2.5.5 Vztah H/Q poměrů ke zraněním ve fotbale.....	47
3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE .....	50
3.1 HLAVNÍ CÍL .....	50
3.2 DÍLČÍ CÍLE.....	50
3.3 VÝZKUMNÉ OTÁZKY.....	50
4 METODIKA.....	51

4.1	CHARAKTERISTIKA SOUBORU .....	51
4.2	POSTUP MĚŘENÍ.....	51
4.2.1	Testování svalového zkrácení hamstringů .....	52
4.2.2	Nespecifické rozcvičení .....	54
4.2.3	Testování izokinetické síly.....	54
4.3	TERMÍNY MĚŘENÍ.....	55
4.4	TRÉNINKOVÉ ZATÍŽENÍ HRÁČŮ .....	56
4.5	STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT .....	58
5	VÝSLEDKY .....	59
5.1	DYNAMICKÝ A KLASICKÝ H/Q POMĚR A JEJICH ZMĚNY .....	59
5.2	MÍRA SVALOVÉHO ZKRÁCENÍ HAMSTRINGŮ A JEJÍ ZMĚNY .....	60
5.3	ZMĚNY BILATERÁLNÍCH ROZDÍLŮ SVALOVÉHO ZKRÁCENÍ HAMSTRINGŮ .....	61
5.4	KORELACE MEZI MÍROU SVALOVÉHO ZKRÁCENÍ A IZOKINETICKOU SILOU.....	62
5.5	VYJÁDŘENÍ K VÝZKUMNÝM OTÁZKÁM .....	64
6	DISKUSE.....	65
7	ZÁVĚRY.....	73
8	SOUHRN .....	74
9	SUMMARY .....	75
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	77
11	PŘÍLOHY.....	87

## **SEZNAM ZKRATEK**

CNS – centrální nervová soustava  
DDK – dominantní dolní končetina  
DK – dolní končetiny  
DKK – dolní končetiny  
EMG – elektromyografie  
EX – extenze  
FL – flexe  
LCA – ligamentum cruciatum anterius  
LCP – ligamentum cruciatum posterius  
lig. – ligamentum  
ligg. – ligamenta  
m. – musculus  
mm. – muscoli  
NDK – nedominantní dolní končetina  
PT – peak torque (maximální moment síly)  
RTC – roční tréninkový cyklus



## 1 ÚVOD

Fotbal je bezpochyby nejpobulárnějším kolektivním sportem jak u nás, tak ve světě. Současným trendem tohoto sportu je stále se zvyšující objem, intenzita a složitost jednotlivých pohybových činností v rámci utkání, což klade velmi vysoké nároky na celkovou kondici hráčů. Cílem tréninkového procesu je příprava hráčů na toto vysoké zatížení prostřednictvím plánovitě použitých podnětů realizovaných formou tréninkových cvičení, které vyvolávají aktuální změnu funkční aktivity organismu sportovce v souladu se stanovenými cíli sportovního tréninku. Tyto cíle se spolu s úkoly, obsahem i samotnou strukturou tréninku liší v jednotlivých obdobích RTC.

Za jeden z hlavních faktorů kondice fotbalistů jsou považovány silové schopnosti, bez kterých by se ostatní pohybové schopnosti nemohly vůbec projevit (Votík, 2005). Rozhodující je především svalová síla flexorů (hamstringů) a extenzorů (kvadricepsu) kolene, která ovlivňuje specifické fotbalové činnosti jako běh, kop do míče, výskoky, změny směru a podobně (Lehance, Binet, Bury, & Croiser, 2009; Schmid & Alejo, 2002). Tyto svalové skupiny hrají důležitou roli při dynamické stabilizaci kolene, a pokud nejsou v určité rovnováze, bývá slabší skupina náchylnější ke zranění, stejně jako kloub touto dysbalancí ovlivněný.

Diplomová práce posuzuje dysbalance sil kolenních flexorů a extenzorů, a její změny ve vybraných obdobích RTC u adolescentních fotbalistů.

Pro zjištění aktuální svalové síly se ve světě již řadu let využívá izokinetická dynamometrie (Brown, 2000; Dvir, 2004; Wringley & Strauss, 2000). V ČR se tato diagnostická metoda do povědomí teprve dostává, o čemž svědčí také fakt, že Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci je jediný pracovištěm v České republice, které izokinetický dynamometr (ISOMED 2000) vlastní.

Podle řady autorů je jednou z možností vyjádření míry dysbalance sil kolenních flexorů a extenzorů u fotbalistů výpočet klasického a dynamického H/Q poměru z hodnot PT. Tyto hodnoty je pak možné využít pro stanovení optimálního tréninkového zatížení a výběr vhodných postupů v rámci tréninku i rehabilitace a minimalizovat tak riziko možného zranění hamstringů a struktur kolene (Coombs & Gaarbut, 2002; Grygorowicz, Kubacki, Pilis, Gieremek & Rzepka, 2010).

## 2 SYNTÉZA POZNATKŮ

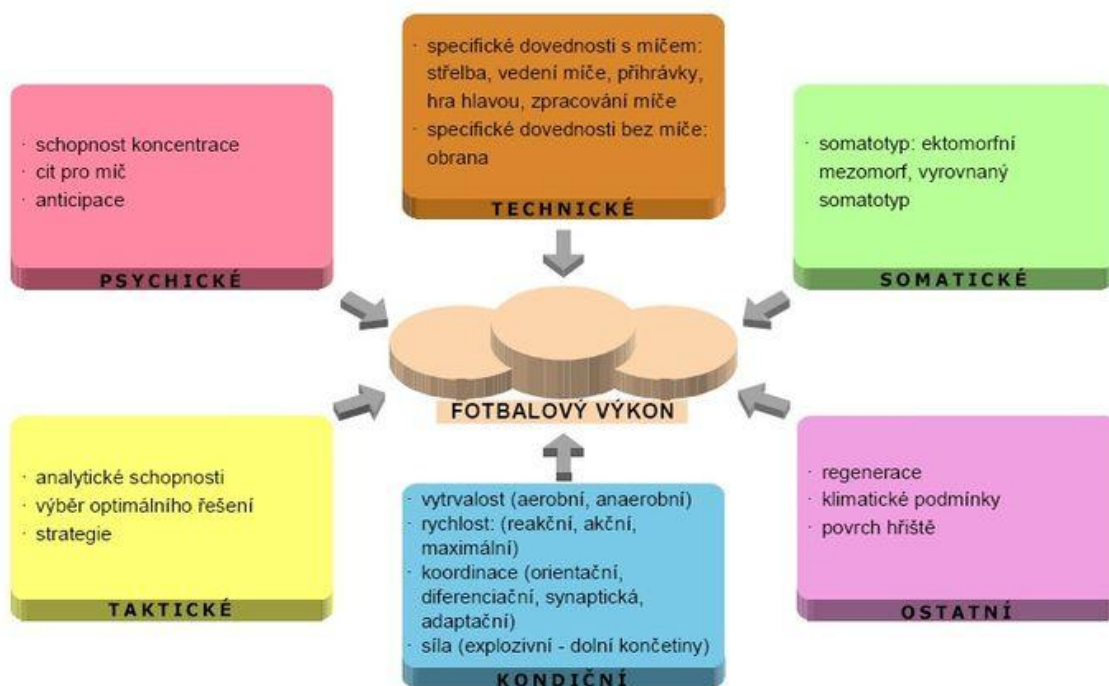
### 2.1 FOTBAL

Fotbal je kolektivní, kopací, brankovou, míčovou hra, která se řadí mezi nejpoblárnější sporty na světě. V současné době se fotbalu oddává více než 250 miliónů hráčů, zhruba šestinu tvoří ženy. Fotbal můžeme rozdělit do několika kategorií – profesionální, poloprofesionální, amatérský, soutěžní i nesoutěžní. Na profesionální úrovni hraje ve fotbalu roli i faktor politický a ekonomický. Na nižších úrovních slouží fotbal jako forma zábavy a aktivního odpočinku (Buzek et al., 2007; Votík, 2005).

Herní výkon hráče v utkání je specifický a podmiňují ho nejrůznější faktory:

- **situační:** dány vnějšími podmínkami a jejich změnami;
- **dispoziční:** představují individuální předpoklady hráče k hernímu výkonu, například úroveň pohybových schopností a herních dovedností, kvalita řízení z CNS, psychické faktory, somatické charakteristiky atd. (Votík, 2005). Faktory ovlivňující herní výkon ve fotbale jsou znázorněny na obrázku 1.

**Obrázek 1.** Faktory ovlivňující herní výkon ve fotbale (Bernaciková, Kapounková & Novotný, 2010)



### 2.1.1 Fyziologie pohybů při fotbale

Dle Psotty (2003) můžeme fotbal chápat jako střídavou pohybovou činnost, při které dochází ke střídání řady pohybových činností, mezi kterými převládá běh různých rychlostí, chůze a činnost s míčem. Samotný výkon hráče je charakteristický střídáním časově velmi krátkých (1–5 s) intervalů vysokého zatížení až maximální intenzity s časově delšími (5–10 s) s intervaly zatížení menší intenzity nebo tělesného klidu.

S vyšší soutěžní úrovní roste vzdálenost, kterou hráči překonávají v krátkých intervalech ve vysokých až maximálních rychlostech, přičemž pro zotavení jim stačí kratší doba než hráčům nižších úrovní, jejichž pohybová aktivita má navíc méně střídavý charakter. Vývojovým trendem dnešního fotbalu tedy je zvyšování tempa utkání s větším podílem sprintů (Psotta, 2003).

V průběhu utkání hráč kromě již zmíněných převládajících činností vykonává celou řadu dalších pohybových aktivit, které můžeme rozdělit na:

- **lokomoční činnosti vykonávané bez míče** - zvedání ze země po pádu, výskoky, obranné souboje, změny směru běhu spojené s brzděním a zrychlením
- **činnosti vykonávané s míčem** - přihrávky, střelba, hra hlavou, vedení míče (Psotta, 2003)

Naopak podle Browna (2000) je fotbal řazen mezi silově orientované sporty, které vyžadují jak absolutní sílu (kop, tělesný kontakt), tak i relativní sílu (běh, odrazy). I přes velký význam svalové síly mohou být hráči úspěšní bez její vysoké úrovně, pokud zvládnou nižší úroveň síly kompenzovat jinými charakteristikami.

Výsledná vzdálenost, kterou hráč vykoná těmito pohybovými aktivitami, slouží jako odhad celkové mechanické práce, kterou hráč v průběhu utkání vykoná. Mechanická práce představuje energetický výdej, který v amatérském fotbalu dosahuje hodnoty 2,5 MJ. U profesionálních fotbalistů je tato hodnota zhruba dvojnásobná (Psotta, 2003).

### 2.1.2 Kineziologie nejčastějších pohybů

Pohybová aktivita hráčů fotbalu je v průběhu utkání různorodá, odvíjí se od jednotlivých herních situací. Nejčastější činností fotbalisty jak v zápase, tak v tréninku je běh.

Při běhu dochází k cyklickému střídání činností flexorových a extenzorových svalových skupin DKK. Při odrazu se uplatňuje především lýtkové svalstvo – m. triceps surae, extenzory kolen a kyčlí (hlavně m. gluteus maximus), (Havlíčková, 2003). Celková herní lokomoce

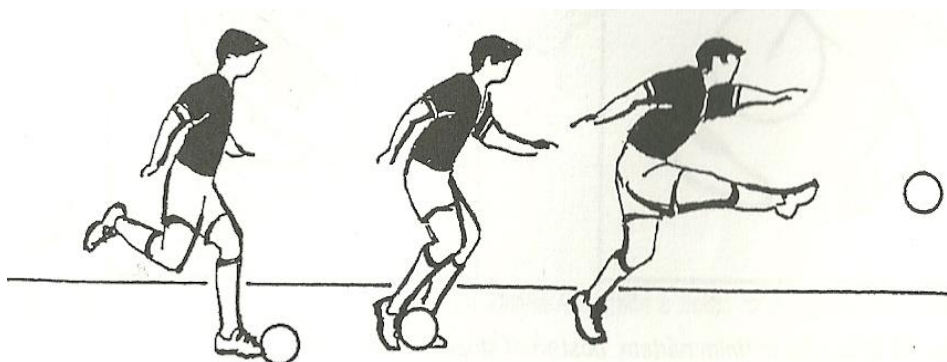
je pak charakteristická náhlými změnami směru a rychlosti, což klade velké nároky na svalovinu celého těla, především však DKK.

Na základě řady podrobných studií bylo zjištěno, že hráč na profesionální úrovni v současné době v průběhu utkání naběhá průměrně 10-11 km během 90minutového utkání, brankář 4 km (Stolen, Chamari, Castagna & Wisloff, 2005), z toho 25-27 % tvoří chůze, 37-45 % lehký běh, 6-8 % pohyb pozpátku, 6-11 % rychlý běh či sprint, zhruba 20 % zbývá na pohyb kolem herních akcí (Cacek & Grasgruber, 2008).

Dle Psotty (2003) v současnosti profesionální hráč špičkové úrovně naběhá v průběhu utkání 8-15 km, z čehož 41,8 % tvoří chůze, 19,5 % stoj, 16,7 % poklus, 9,5 % poklus v nízkých rychlostech, 3,7 % běh vzad, 4,5 % běh ve středních rychlostech, 2,8 % běh ve vysokých rychlostech a 1,4 sprinty.

Jednou ze základních dovedností (a také jedním z nejčastěji vykonávaných pohybů) ve fotbale je kop. Z hlediska pohybu kopnutého míče můžeme rozdělit kopy na ty s vysokou rychlostí letu a kopy s maximální přesností umístění. Pro dosažení rychlého letu a dlouhé dráhy letu míče se používá kop přímým (vnitřním) nártem (Obrázek 2). Kop vnitřní stranou nohy je přesnějším kopem na kratší vzdálenost a ve fotbale je nejčastěji používaným typem (Zahálka et al, 2010).

**Obrázek 2.** Kop přímým nártem (Votík, 2003)



U kopu dochází nejprve k náprahu, kdy se kopající DK pohybuje vzad. Kyčel je v mírné addukci a zevní rotaci a EX a zároveň dochází k FL a vnitřní rotaci v kolenní. Samotný kop vpřed je pak zahájen rotací pánve kolem stojné DK, pohybem stehna kopající DK vpřed (pohyb v kyčli do FL) a následně dochází k explozivní EX v kolenní (kontrakcí kvadricepsu) a prohloubení FL v kyčli (m. iliopsoas, rectus femoris a tensor fasciae latae za současné

kontrakce břišních svalů). Zároveň se kontrahuje břišní svalstvo (m. rectus abdominis, m. oblique externus abdominis, m. oblique internus abdominis). Na stejné DK se aktivují m. gluteus maximus, hamstringy, kvadriceps a m. triceps surae, které zajišťují stabilitu fotbalisty při kopu (Havlíčková, 2003; Nunome, Asai & Ikegami, 2002).

### **2.1.3 Tréninkový proces ve fotbale**

Sportovní trénink je složitý a účelně organizovaný proces rozvoje specializované výkonnosti jedince ve vybraném sportovním odvětví. Sportovní trénink je komplexní proces, který se z hlediska obsahu rozlišuje na technickou, taktickou, kondiční a psychologickou složku (Perič & Dovalil, 2010). Dovalil et al. (2009) chápou sportovní trénink jako ucelený systém charakterizovaný jako účelné, na základě určitých principů odůvodněné uspořádání obsahu, prostředků a metod tréninku. Dle Votíka (2003) nesmí být sportovní trénink nahodilý, tedy pouze výsledek improvizace schopnosti trenéra. Měl být plánovaný s přesnou evidencí provedené tréninkové práce. Díky těmto informacím je možné zpětně zhodnotit klady i případné nedostatky v přípravě mužstva a následně zavést opatření ke zlepšení tréninkového procesu.

Hlavními problémy optimalizace sportovního tréninku jsou podle Stejskala (2002) hledání optimálního časování tréninku a zotavení, optimální intenzity zatížení a délky trvání tréninkové jednotky, optimálního poměru mezi použitým objemem tréninku a kvalitou a trváním regenerace.

#### **2.1.3.1 Periodizace sportovního tréninku**

Periodizaci představuje sestavení optimálního sledu jednotlivých tréninkových období v procesu budování sportovní formy, kdy se jednotlivá období se od sebe liší stanovenými cíli, úkoly, obsahem i samotnou strukturou tréninku. Periodické cykly tréninkového procesu obecně dělíme na dvě přípravná období (zimní a letní), dvě hlavní období (jarní a podzimní) a dvě přechodná období (zimní a letní), (Buzek et al., 2007).

Pro dosažení optimálního herního výkonu je třeba v průběhu ročního tréninkového cyklu střídat (obměňovat) adaptační podněty. Pokud bychom nechali stejnou stavbu tréninku po celý cyklus, došlo by ke zlepšení svalové a výkonnostní úrovně pouze v počátečních fázích přípravy (Fleck & Kraemer, 1987; Zatsiorski & Kraemer, 2006).

Periodizací sportovního tréninku se snažíme minimalizovat následky nahromaděné únavy, vyhnout se tak přetížení a syndromu přetrénování (Schmid & Alejo, 2002; Willmore,

Costill & Kenney, 2008). Rozdělením jednotlivých tréninkových činností do určitých časových úseků, jejich pravidelným opakování, dochází v organismu sportovce k požadovaným adaptačním změnám (Bedřich, 2006).

### ***Přípravné období***

V přípravném období je hlavním cílem oslovit všechny složky základní kondice fotbalisty. Nejvíce se zaměřujeme na trénink celkové síly, zlepšení kardiovaskulárního systému, rychlosti a agility. V přípravném období se budují základy budoucího výkonu. Proto je toto období možné považovat z určitého pohledu za nejdůležitější v celém ročním tréninkovém cyklu. Pro zvýšení úrovně jednotlivých prvků hry je nezbytné, aby byl trénink sestaven systematicky a měl by mít všestranný charakter. Neměl by se zaměřovat pouze na trénink kondičních schopností, ale současně i na takticko-technické schopnosti (Schmid & Alejo, 2002; Buzek et al., 2007).

### ***Hlavní soutěžní období***

V hlavní (soutěžní) období je kladen největší důraz na udržení optimální sportovní formy získané v předchozích obdobích. Důležitou roli v tomto období hraje psychologická příprava související jak s vedením tréninkového procesu, s přípravou na utkání a s vedením a hodnocením utkání (Schmid & Alejo, 2002).

### ***Přechodná období***

Přechodné období slouží především k regeneraci organismu hráčů, jak po stránce fyzické, tak psychické. Často se toto období využívá k doléčení chronických poškození organismu, případně k rehabilitaci. Dochází k postupnému snižování objemu a intenzity zátěže. Pohybová činnost by měla být zaměřena hlavně na antagonistické, stabilizační a kompenzační svaly. Vhodná je změna prostředí i prostředků. Z hlediska pohybových aktivit se doporučují nízko-intenzivní aktivity jako volejbal, tenis, plavání, čímž se udržuje určitá přiměřená úroveň svalové síly (Votík, 2005; Psotta, Bunc, Mahrová, Nestcher & Nováková, 2006; Metaxas, Koutlianos, Sendelides & Mandroukas, 2009).

Tréninkový proces ve fotbale představuje značné fyzické, a převážně jednostranné zatížení. Vzhledem k tomu, že v současnosti zahajují děti pravidelnou fotbalovou sportovní

přípravu ve věku kolem 6-8 let, mělo by být toto zatížení včas a v dostatečné míře kompenzováno. Pokud navíc nejsou v dostatečné míře respektována specifika vyplývající z vývoje dětského organismu., může dojít k předčasné specializaci a ke vzniku svalové dysbalance (Votík, 2005).

### 2.1.3.2 Trénink svalové síly

Trénink svalové síly je nedílnou součástí kondičního tréninku, jehož hlavním úkolem je vytvořit optimální silový potenciál pro podání sportovního výkonu (Lehnert, Novosad, Neuls, Langer & Botek 2010). Dle Hoff a Helgerud (2004) a Smith a Bruce-Low (2005) slouží trénink svalové síly ke zvýšení výkonu ve fotbale, tudíž by měl být součástí každého tréninku.

Svalovou sílu lze rozdělit na:

- **absolutní (maximální):** charakterem je statická či dynamická
  - 1) absolutní – síla, kterou vytváří sval při maximální elektrické stimulaci v izometrických podmínkách;
  - 2) maximální – síla, kterou je schopen vyvinout nervosvalový systém při maximální volní kontrakci;
- **rychlou:** schopnost nervosvalového systému dosáhnout co největšího silového impulzu v časovém intervalu, ve kterém musí pohyb realizovat;
  - 1) startovní – síla charakterizována pohybem v co nejvyšší rychlosti a nejkratším čase;
  - 2) explozivní – schopnost vyvinout maximální zrychlení v co nejkratším čase v závěrečné fázi pohybu (Lehnert et al., 2010; Psotta et al., 2006);
- **vytrvalostní:** charakterem je také statická či dynamická. Jedná se o schopnost překonávat dlouhodobě menší než maximální odpor bez výrazného snížení úrovně svalové síly (Měkota & Novosad, 2005; Zaciorskij, 1995).

Hohmann, Lames a Letzelter (2010) i Lehnert et al., (2010) uvádí navíc následující pojmy:

- **reaktivní síla** – schopnost využít excentrické svalové kontrakce k umocnění koncentrické kontrakce, závisí na maximální síle, rychlé síle a svalové elasticitě;
- **silová vytrvalost** – schopnost trvale a repetitivně překonávat pohybový odpor, který musí představovat alespoň 30 % maximální síly. Je vyjádřením schopnosti odolávat

únavě při dlouhodobém silovém výkonu (Hohmann et al., 2010; Lehnert et al., 2010).

Weineck (1996) považuje pro potřeby fotbalu za nejdůležitější rychlou sílu, maximální sílu a silovou vytrvalost a od těchto sil odvozuje jejich smíšené formy, konkrétně maximální silovou vytrvalost, rychlou silovou vytrvalost, explozivní sílu a startovní sílu.

Trénink svalové síly vyvolává v organismu dva mechanismy – svalovou adaptaci (hypertrofie, zvýšený obsah kreatinfosfátu a glykogenu) a neurální adaptaci (zvýšené zapojení motorických jednotek a jejich aktivace), (Mujika & Padilla, 2000). Důležité je optimální zaměření na oba typy, zpočátku na trénink svalové hypertrofie, následně neurální adaptace (Metaxas et al., 2009).

Ve fotbale se nejčastěji k tréninku svalové síly využívá metody opakovaných úsilí, metody kruhového tréninku, rychlostně silové metody, plyometrické a izometrické metody (Psotta et al., 2006; Schmid & Alejo, 2002, Votík, 2005, Weineck, 1996).



## 2.2 KOSTERNÍ SVAL JAKO GENERÁTOR SVALOVÉ SÍLY

Svalová síla je jedním z nejdůležitějších atribut celkového herního výkonu. Je vyvíjena svalovými kontrakcemi a spolu s rychlostí těchto kontrakcí určuje velikost mechanického výkonu svalové soustavy v pohybovém aktu (Psotta et al., 2006). Dle Votíka (2005) by se bez silových schopností nemohly ostatní pohybové schopnosti vůbec projevit. Dle Lehnerta et al. (2010, 18) je síla „schopnost svalu překonávat, udržovat nebo brzdit odpor svalovou kontrakcí při dynamickém nebo statickém režimu svalové činnosti“.

Svalová síla představuje aktuální potenciál vykonat konkrétní pohyb určitou intenzitou, přičemž jejím generátorem v lidském organismu je kosterní sval působící na páce skeletu (Dvořák, 2003).

Za determinanty určující velikost svalové síly (respektive svalového stahu) považuje Měkota a Novosad (2005) :

- počet zapojených motorických jednotek;
- frekvenci dráždících impulsů (přímá úměra mezi množstvím zapojených motorických jednotek a frekvencí probíhajících impulsů);
- příčný průřez svalu;
- strukturální složení svalu (dané typy svalových vláken a jejich poměrem v daném svalu);
- intramuskulární koordinace;
- intermuskulární synchronizace (zapojení agonistů, relaxace antagonistů);
- úroveň energetických zásob;
- optimalizace aktivační úrovně CNS;
- technika pohybu a její zvládnutí.

Každý z těchto faktorů se v jednotlivých sportech uplatňuje různou měrou. Jsou ovlivněny geneticky, věkem, úrovní techniky, psychikou a dobou trénování (Perič & Dovalil, 2010).

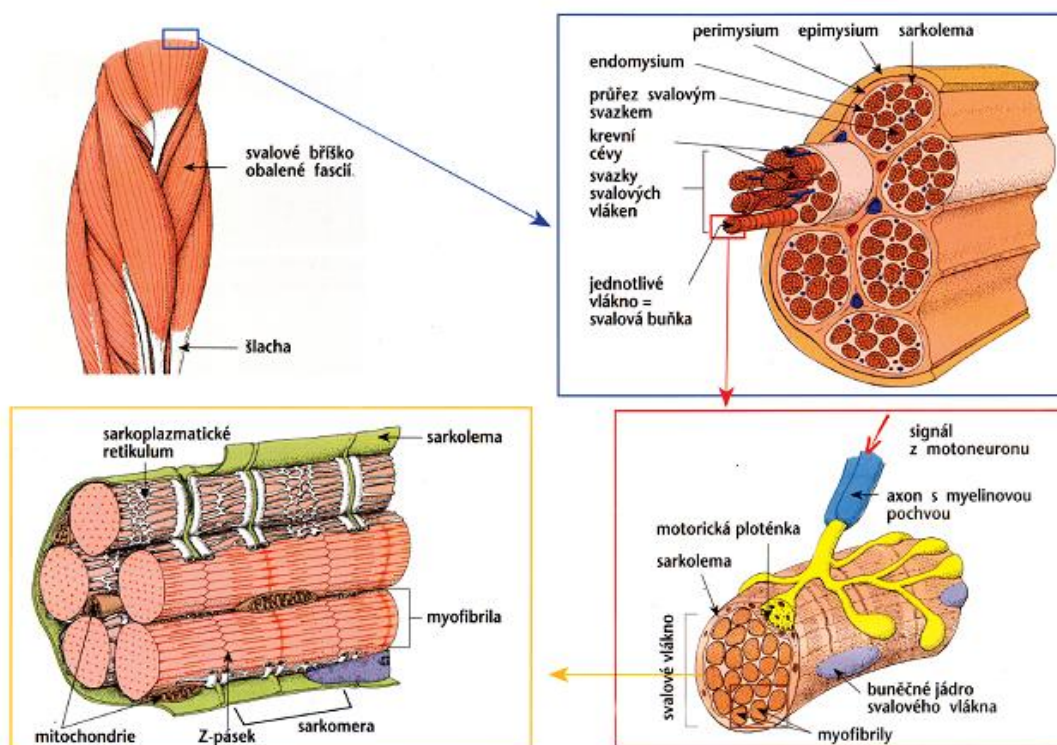
### 2.2.1 Vlastnosti svalové tkáně

Svalová tkáň je složena z buněk, které jsou charakteristické svou dráždivostí a stažlivostí, tedy schopností na podráždění reagovat změnou své délky a napětí. Dle Dylevského, Drugy a Mrázkové (2000) je stažlivost obecnou vlastností živé hmoty. Tato

společná vlastnost všech buněk je však vystupňována u svalové tkáně, která svojí stažlivostí generuje sílu. Kromě těchto fyziologických vlastností (kontrakce a relaxace) má kosterní svalstvo také vlastnosti mechanické, tedy pružnost a pevnost (Trojan, Druga, Pfeiffer & Votava, 2005).

Základní stavební jednotkou je svalové vlákno. Sdružením více vláken vzniká primární snopec (obalený perimysiem) a dalším slučováním vznikají sekundární a další snopce. Snopce jsou takto postupně prokládány vmezeřeným vazivem, které je nezbytné důležité pro výživu a metabolismus, umožňuje vzájemné posuny vláken a snopců během kontrakce a při protažení absorbují energii využitelnou pro kontrakci (Čihák, 2001). Stavbu kosterního svalu znázorňuje obrázek 3. Vazivo sval jednak zpevňuje, ale zároveň vymezuje rozsah jeho pohyblivosti a podílí se na elasticitě svalu. Pokud pracuje sval v omezeném rozsahu pohybu, nemůže vyvinout maximální úsilí dostatečně dlouho, je omezena krevní cirkulace ve svalu a dojde ke snížení jeho výkonnosti. Pokud tento stav trvá delší dobu, stává se toto zkrácení ireverzibilní (svalová kontraktura). Naopak zvýšením laxicity vaziva vzniká stav označovaný jako kloubní hypermobilita. V obou případech se dochází ke změnám zatížení kloubu a změně aferentace, což vyvolává změny napětí v daných svalech (Kolář, 2009).

**Obrázek 3.** Stavba kosterního svalu (Hanzlová & Hemza, 2009)



### 2.2.1 Svalová kontrakce jako zdroj svalové síly

Typickou vlastností svalového vlákna je jeho kontraktilita. Ke svalovému stahu (svalovému zkrácení – kontrakci) dochází „zasunutím“ myofibril aktinu a myozinu v rámci sarkomer (základní kontraktilní element svalu) a přiblížení jejich konců k sobě, tím se zkrátí jednotlivá svalová vlákna v rámci motorické jednotky a na podkladě rytmického stahování těchto motorických jednotek dojde (zjednodušeně) ke zkrácení celého svalu (Rokyta et al., 2008; Trojan et al., 2005). Dle Rokyty et al. (2008) se sval může maximálně zkrátit na 50-70 % své klidové délky a prodloužit se až na 180 %.

### 2.2.2 Typy svalových vláken

V kosterním svalu se nacházejí vlákna rychlá a pomalá. V jednom svalu jsou zastoupeny oba typy vláken, kdy jeden typ vždy převažuje. Morfologicky i funkčně dělí Placheta, Siegelová a Štejfá (1999) vlákna na 4 typy:

- **Typ I – SO** (slow oxidative) pomalá oxidační „červená“ vlákna s vysokým obsahem myoglobinu, velkou oxidační kapacitou a pomalou unavitelností se uplatňují především při vytrvalostních zátěžích nižší intenzity;
- **Typ II A – FOG** (fast oxidative glycolytic) rychlá oxidační glykolytická se střední oxidační kapacitou, vysokou glykolytickou kapacitou, rychlou kontrakcí a středně rychlou unavitelností se uplatňují při zátěžích střední až submaximální intenzity, které provází aerobní i anaerobní způsob úhrady energie;
- **Typ II B – FG** (fast glycolytic) rychlá glykolytická vlákna s nízkou oxidační kapacitou, nejvyšší kapacitou glykolytickou, rychle se kontrahující, ale rychle unavitelná jsou zapojena při silových a rychlostních výkonech maximální intenzity s převahou anaerobního energetického metabolismu;
- **Typ III** – vlákna nediferencovaná.

Zastoupení jednotlivých typů vláken má ve svalu zásadní význam pro rychlost prováděného pohybu, svalovou výkonnost a ekonomii svalové práce. Autor dále uvádí, že je typ svalových vláken geneticky určen, rychlostní a silové osobností znaky jsou podmíněny hlavně genotypově, zatímco vytrvalostní znaky lze významně ovlivnit pohybovými aktivitami. V praxi by to znamenalo, že cvičením lze v daném svalu a svalové skupině vynutit diferenciaci vláken vysoce odolných proti únavě a vláken zajišťujících

v rámci celého svalu polohové, spíše statické a vytrvalostní pohybové ukazatele (Dylevský et al., 2000). Také podle Dovalila et al. (2009) je genetická determinace výraznější u rychlých vláken. Při rychlostním tréninku nedochází ke zvýšení počtu rychlých vláken, zatímco vytrvalostní trénink vede ke zvýšení počtu pomalých, oxidativních vláken a tudíž ke snížení počtu rychlých, glykolytických vláken. Obecně též platí, že nevhodným tréninkem se svalová vlákna spíše zpomalují a pomalá vlákna začínají převažovat i s procesem stárnutí.

Dle Véleho (2006) určuje vlastnosti svalových vláken typ jejich motorické inervace. Na základě výsledků z Gutmannova experimentu se zkříženou reinervací považuje za vhodnější rozlišovat typy svalových vláken podle druhu motorické jednotky. V tomto experimentu došlo po přerušení motoneuronů vysílajících axony do tónických svalů a jejich vžití do svalů fázických ke změně původně tónických svalových vláken na fázická a naopak podle vlastností řídicích motoneuronů.

O míře determinace nebo diferenciaci některého z typů vláken určitým pohybovým režimem jsou vedeny mnohaleté rozsáhlé diskuze. Ze současných poznatků však vyplývá, že pohybová aktivita má plastický vliv na diferenciaci typu svalového vlákna, přičemž specifická pohybová aktivita vede k vynucené diferenciaci vláken určitého typu a nově diferencovaná vlákna nejspíš vznikají z vláken nediferencovaných III. typu (Dylevský et al., 2000).

Oproti jedincům adaptovaným na vytrvalostní výkony (plavci, cyklisté atd.) mívají fotbalisté obvykle vyšší relativní zastoupení svalových vláken zodpovědných za rychlostně silové výkony (rychlá glykolytická a rychlá oxidativně glykolytická vlákna), ale rychlých glykolytických mají méně než například sprinteři. Pro fotbalisty je tedy spíše charakteristický vyšší podíl přechodových oxidativně glykolytických vláken, což naznačuje adaptaci jejich svalové tkáně na rychlostně vytrvalostní výkony (Psotta et al., 2006).

### **2.2.3 Motorická jednotka**

Motorická jednotka je základní funkční jednotkou svalu. Jedná se o svalová vlákna inervovaná stejným periferním motoneuronem –  $\alpha$  motoneuronem. Při svalovém stahu pracuje vždy několik motorických jednotek, které však nejsou drážděny najednou, ale pracují asynchronně (střídají se v zapojování do činnosti). Výsledkem je plynulý pohyb. Variabilita v počtu zapojovaných motorických jednotek v dané kontrakci závisí především na trénovanosti a kvalitě vyšší úrovně řízení související s emocemi a vlastní motivací. Každý sval si i při maximálním svalovém úsilí nechává určitou svalovou rezervu, která je vyhrazena

pro pudové reakce využívané při ohrožení života a vede vždy k plnému fyzickému a psychickému vyčerpání (Bursová, Votík & Zalabák, 2003).

#### **2.2.4 Svalový tonus jako předpoklad volných pohybů**

Asynchronní aktivací motorických jednotek vzniká základní klidové napětí svalu označované pojmem svalový tonus. Ten zajišťuje optimální výchozí nastavení pro zamýšlený pohyb a je tak nezbytným předpokladem lidské motoriky. Trojan et al. (2005) jej popisuje jako reflexní odpověď na pasivní protažení svalu, kdy u zdravého svalu by k reflexní kontrakci mělo dojít jen při rychlém protažení, zatímco u svalu kde je napětí patologicky zvýšeno může vyvolat svalovou kontrakci i protažení pomalejší. Mění se v závislosti na stavu CNS a PNS), mikrostruktúře svalu i psychickém stavu každého jedince. Svalový tonus může být zvýšený (hypertonie) nebo snížený (hypotonie) a to jak na funkčním, tak strukturálním (poškozením struktur CNS) podkladě. Mezi příčiny funkčního hypertonu Poděbradský & Vařeka (1998) řadí:

- dysfunkci limbického systému;
- opakované přetěžování nebo hypokineze;
- přítomnost spouštěvých bodů;
- akutní nociceptivní dráždění;
- svalové zkrácení.

#### **2.2.5 Řízení svalové aktivity**

Podstatou řízení svalového tonu je v nejjednodušší formě reflexní princip. Do CNS jde z periferních receptorů aferentní, čili senzitivní informace o aktuálním stavu efektoru. Na různých etážích CNS dojde ke zpracování a následnému vyslání eferentní informace jako odpověď na změnu. (Tichý, 2009). Tento systém fungující na principu zpětné vazby se nazývá senzomotorika (Trojan et al., 2005).

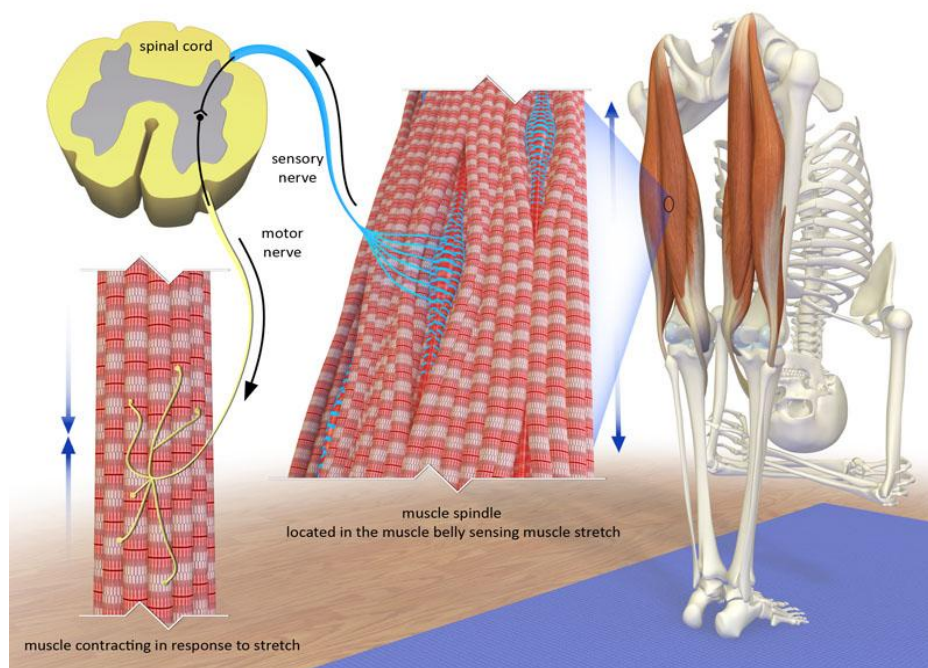
Mezi základní elementy řízení aktivity kosterních svalů a tedy lidské motoriky je spinální reflex. Jedná se o jednoduchý, vývojově velmi starý a pro pohyb lidského těla nepostradatelný mechanismus, jehož základem je tzv. proprioreceptivní monosynaptický reflex. Jako typický příklad se uvádí reflex patelární, kdy úderem neurologického kladívka na šlachy kvadricepsu pod patelou dojde k protažení svalu, na které reaguje svalové vřetenko

(receptor svalové délky) a následuje reflexní odpověď na protažení a tou je kontrakce svalu, čili vykopnutí bérce (Opavský, 2003).

Stejný reflex je ve svalu vyvolán při protahování (strečinku). Když určitý sval protahujeme, brání se a výsledné napětí a případná bolest je aktivní obrana nervosvalového systému. Tuto obranu se snažíme při strečinku překonávat (Shumway-Cook & Woollacott, 2011).

Další mechanismus, který hraje významnou roli při pohybu (a regulaci napětí svalu) je tzv. gama reflexní smyčka.  $\gamma$  – motoneurony přímo neřídí vlastní kontrakci, ale podílejí se na úpravě citlivosti svalových receptorů (inervují intrafuzální vlákna, která jsou součástí svalového vřeténka), které následně kontrakci ovlivňují. Při podráždění  $\gamma$  – motoneuronu tedy dochází ke kontrakci intrafuzálních vláken ve svalovém vřeténku, což navodí stejnou situaci jako u patelárního reflexu (Obrázek 4), (Langmeier, Kittnar, Marešová & Pokorný, 2009; Trojan et al., 2005).

**Obrázek 4.** Znázornění zpětnovazebného řízení svalového napětí (Anonymous, 2012)



Princip  $\gamma$  reflexní smyčky :

- svalové vřeténko vyšle informaci o protažení svalu (i když vlastní natažení celého svalu neproběhlo) a stejným způsobem (aktivací  $\alpha$  – motoneuronů) dojde ke kontrakci celého svalu,

- menším drážděním  $\alpha$  - motoneuronů dochází ke zvýšení citlivosti svalových vřetének, tedy ke vzniku jakéhosi podpětí,
- vzrůstá pohotovost, ochota svalu reagovat (zkrátit se).

Aktivita  $\gamma$  systému má velký význam také ve sportu, kdy například svaly sprintera jsou ještě před startovním výstřelem ve vysoké pohotovosti ( $\gamma$  systém je aktivní), i když se závodník vůbec nehýbe (Shumway-Cook & Woollacott, 2011).

Celý tento systém je řízen z vyšších etáží CNS a jeho aktivita se mění působením celé řady podnětů (úzkost, nociceptivní podněty atd.). Z uvedeného vyplývá, že fyzický stav člověka, konkrétně vzrušivost napínacích reflexů a tedy i momentální ohebnost a uvolněnost, je silně ovlivněn stavem psychickým (Langmeier et al., 2009).

Na řízení svalové kontrakce se podílí také Golgiho šlachové tělísko. Jedná se o receptor napětí nacházející se ve šlachách sloužící k obraně svalu proti jeho přetržení. K jeho aktivaci dochází při větším napětí svalu a je mnohem méně citlivé než svalové vřeténko. V situaci kdy svalová kontrakce dosáhne intenzity potencionálně nebezpečné pro sval, aktivují se v napjatých šlachách Golgiho tělíska. Ta vyšlou do míchy signál, který inhibuje funkci  $\alpha$  – motoneuronů a dojde k oslabení svalové kontrakce (Langmeier et al., 2009; Shumway-Cook & Woollacott, 2011). Tohoto mechanismus se využívá při některých direktivních strečinkových metodách pro oslabení obranného napínacího reflexu.

Jak již bylo zmíněno, pro realizaci pohybu je nezbytná dokonalá souhra mezi svalovými skupinami které působí na končetiny protichůdně (tzv. agonista a jeho antagonist). Tato souhra je zajištěna tzv. reciproční inervací:

- principem je inhibice svalové aktivity antagonisty při akci agonisty
- ze svalového vřeténka kontrahujícího se svalu vychází signály, které se v míše přepojí na inhibiční interneurony, které následně inhibují aktivitu motoneuronů protichůdně působícího svalu (Langmeier et al., 2009; Shumway-Cook & Woollacott, 2011).

Výjimkou je tzv. Lombardův paradox, kdy při kontrakci kvadricepsu (podle zákona o reciproční inervaci) by měly hamstringy jako jeho antagonisté bránit EX v kolenu, místo toho však fungují v souhře, jejich protichůdné působení, které by se mělo odečítat, se mění ve stabilizační funkci nezbytnou například při vstávání ze sedu (Véle, 2006).

Až aktivaci vyšších etází CNS dochází k souběžnému zapojení agonistů a antagonistů označovaném jako kokontrakce či koaktivace, zajišťujícím vzpřímené držení těla a optimální centraci končetinových kloubů (Lewit, 2003).

Dle Véleho (2006) převládá při rychlém pohybu aktivita agonisty a dochází k inhibici antagonisty. Ke koaktivaci obou dochází teprve v konečné fázi pohybu, kde funkcí antagonisty je zabránění poškození agonisty a kloubu.

## 2.2.6 Typy svalových kontrakcí ve fotbale

**Tabulka 1.** Typy svalových kontrakcí

Izometrická	Jde o statickou práci (externí práce svalu je při tom nulová), při které se zvýší vnitřní napětí svalu beze změny jeho délky (dojde pouze k vytvoření aktino - myozinových můstků).
Izokinetická	V průběhu je neměnný moment hybnosti. Pohyb blízký izokinetickému lze provést ve vodě. Vztlakem dochází k redukci proměnnosti momentu hybnosti segmentu, který provádí pohyb.
Izotonická	Jde o dynamickou práci, při níž se mění délka svalu a svalové napětí zůstává stejné, pohyb však neprobíhá v celém rozsahu. Rozlišujeme koncentrickou kontrakci, kdy sval vyvine dostatečné napětí pro překonání zevního odporu, zkrátí se a vyvolá pohyb, a excentrickou kontrakci, při níž má vyvíjená síla brzdící účinek a sval se prodlužuje (Trojan et al., 2005, Dvořák, 2003).

Izotonickou a izokinetickou kontrakci lze také označit jako kontrakci anizometrickou. Dochází ke změně délky svalu a moment síly svalu je různý dle působení momentu tíhové síly břemene. Anizometrické kontrakce lze podle Dvořáka (2003) dále rozdělit na:

- koncentrickou - sval se zkracuje, zrychlující účinek síly,
- excentrickou - sval se prodlužuje, brzdící efekt síly.

Ve fotbale je téměř každý pohyb (zahájení pohybu, zastavení, střelba na bránu, výskoky, manipulace s míčem atd.) kombinací koncentrické, statické a excentrické svalové kontrakce (Psotta, 2006).

Pouze dokonalou souhrou těchto kontrakcí (kdy přiměřené brzdění daný segment dostatečně stabilizuje, ale neomezuje jej při pohybu) je umožněn plynulý koordinovaný pohyb, na kterém se podílejí svalové skupiny provádějící pohyb (agonista, synergisté) a skupiny brzdící pohyb (antagonisté), (Dvořák, 2003; Janura, 2004).

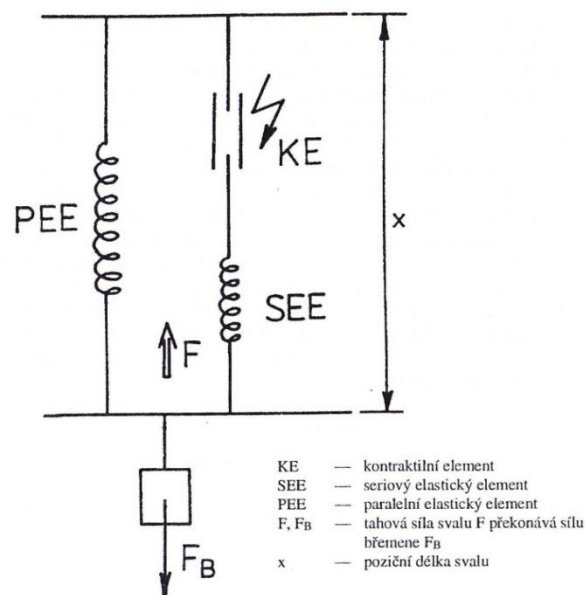


## Mechanické vlastnosti kontrakce celého svalu

Výsledná síla kontrakce celého svalu se skládá ze složky aktivní a pasivní.

- **Aktivní složka** je dána velikostí příčného průřezu svalu, převažujícím typem svalových vláken a rychlostí svalové kontrakce, délkou svalových vláken a celkovým počtem vytvořených aktino - myozinových můstku.
- **Pasivní složku** tvoří odporové síly spojovací vazivové tkáně (fascie, šlachy, vazy, kloubní pouzdra), tření v kloubu a protahování a stlačování okolních svalů. Elastické vlastnosti spojovací tkáně přispívají k pasivnímu svalovému napětí, které není závislé na aktivním svalovém napětí, ale je závislé na protažení svalu. Vztah těchto dvou složek popisuje Hillův tříprvkový model (Obrázek 5) (Kittnar, 2011; Vaverka, 1997).

Obrázek 5. Hillův tříprvkový model svalu (Vaverka, 1997, 21)



- při aktivaci svalu způsobí kontraktlní element (KE) protažení sériového elastického elementu (SEE) a tím vznikne tahová síla (F) svalu
- působením vnějšího břemene dochází k protažení svalu (excentrická kontrakce) a tím i k protažení SEE, a zároveň paralelního elastického elementu (PEE)
- v předepnutém svalu se tato deformační energie ukládá a může být využita ke zvýšení efektu svalové síly v následné koncentrické kontrakci
- S větším protažením se tedy zvyšuje přírůstek elastických složek na napětí svalu, a síla tedy roste společně s výchozí délkou svalu (Janura, 2004; Vaverka, 1997).

Největší síly sval dosahuje ve své střední délce, což je odpovídá délce, kterou lidské svaly většinou v klidu zaujímají (Kittnar, 2011). Sčítá se kontrakční síla myofibril a pasivní síly pojivové tkáně svalu. Pokud je protažení příliš velké, můstky mezi aktinem a myozinem se rozpojí a ztrácí se kontrakční schopnosti svalu. (Enoka, 1994; Janura, 2004; Vaverka, 1997).

Velikost produkované síly svalu závisí také na rychlosti kontrakce, kdy s rostoucí rychlostí klesá síla. Tento vztah je nutno rozlišit pro excentrickou i koncentrickou kontrakci. Při malé zátěži je koncentrická kontrakce nejrychlejší, s přibývajícím zátěží se rychlost snižuje. Při maximální zátěži je rychlost nulová, tím tedy dochází k izometrické kontrakci. Pokud v této situaci zátěž dále narůstá, kontrakce mění na excentrickou a rychlost kontrakce opět narůstá. Při izometrické kontrakci závisí produkovaná síla na době svalové kontrakce (v první fázi se s časem síla zvětšuje, ale v dalším průběhu nárůst síly stagnuje, nebo klesá). Na výsledné síle se také projevuje gravitační faktor. Je to součet všech tíhových sil působících na segment těla, který je kompenzován svalovou silou. Velikost faktoru je dána hmotností segmentu a jeho polohou (Janura, 2004).

## 2.3 FUNKČNÍ SVALOVÉ PORUCHY

Dle Koláře (2001) z řady klinických a experimentálních prací vyplývá, že některé svaly mají výraznou tendenci k útlumovým projevům (oslabení, hypoaktivaci) a u jiných naopak sledujeme tendenci ke zkrácení či hypertonii. Často se tedy setkáváme s dělením svalů na ty s tendencí ke zkrácení a svaly s tendencí k oslabení. Dle Buzka (2007) však nelze toto rozdělení striktně použít, protože některé svaly mohou být současně oslabené i zkrácení nebo pouze oslabené, ač patří ke svalům s tendencí ke zkrácení.

Z hlediska funkce a morfologické stavby Janda (1982) rozděluje kosterní svalstvo na dvě skupiny:

- svaly s převážně **posturální** (tonickou) funkcí
- svaly s převážně **fázickou** funkcí

Většinu kosterních svalů můžeme zařadit do některé ze jmenovaných skupin, neplatí to však absolutně (Kolář, 2001).

### *Posturální svalstvo*

Zajišťuje spíše statické polohové funkce, jako jsou udržení polohy těla v prostoru vůči zemské gravitaci, vzpřímený stoj, především stoj na jedné DK (který představuje 85% krokové fáze a je tedy nejčastější posturální funkcí ve které se člověk nachází). Tyto svaly tak vytváří systém poskytující oporu pro následný pohyb, přičemž významnou roli v tomto procesu hraje především autochtonní muskulatura páteře (Véle, 1996). V těchto svalech jsou dominantně zastoupena tonická svalová vlákna, jejichž kontrakce i dekontrakce mají delší trvání, což se projevuje u těchto svalů trvalým napětím a sklonem ke klidovému zkrácení, které přetrvává. V pohybových vzorcích pak mají snahu přebírat funkci svalů fázických. Vzhledem k výše uvedeným vlastnostem se doporučuje tyto svaly pravidelně protahovat (Janda, 2004; Lewit, 2003; Kolář 2001).

Ve fotbale vykonávají posturální svaly statickou funkci při udržování rovnováhy těla a zpevnění příslušných segmentů těla při běžecké lokomoci a manipulaci s míčem (Psotta, 2006). Vzhledem k tématu práce je důležité zdůraznit, že mezi posturální svaly řadíme také hamstringy.

## ***Svalstvo fázické***

Zajišťuje pohyby jednotlivých segmentů těla a jemnou lokomoci. Efektivnější jsou u pohybů v otevřeném kinematickém řetězci (pohyb probíhající volně bez distální fixace, což umožňuje švihovou fázi - chůze na dolní končetině, házení na horní končetině), (Norris, 2000). Jedná se o převážně povrchově uložené svaly primárně zodpovědné za pohyb (fáze) a jejich akce je sekundárním zdrojem točivého momentu. Obsahují převážně fázická svalová vlákna, jež jsou charakteristické kratší dobou kontrakce i dekontrakce, a svaly jsou navíc rychleji unavitelné a vykazují nižší dráždivost než svaly posturální. Při nedostatku stimulů během života mají tendenci k oslabování, funkčnímu útlumu a hypotonii, a neplní pak svou funkci v pohybových vzorcích, což vede k převaze posturálního svalstva (Janda, 2004; Lewit, 2003; Kolář, 2001).

Kolář (2001) vidí největší funkční rozdíl mezi těmito svalovými systémy v jejich posturální integraci, přičemž svaly s fyzické jsou fylogeneticky (respektive ontogeneticky) mladší než posturální. Fázické sval reagují ve své posturální funkci jako celek, při oslabení jednoho z těchto svalů dochází k reflexní iradiaci této inhibice do celého systému a výsledkem je převaha antagonistického (posturálního) systému. Naopak při jejich facilitaci dochází automaticky k tlumení zvýšené aktivity posturálního systému. Na tyto vazby je třeba pamatovat při diagnostice i terapii svalových dysbalancí, kde cílem je udržet vzájemný vztah těchto systémů funkčně vyvážený (jakýsi stav svalové rovnováhy), což předpokládá přiměřené zatěžování obou těchto systémů (Kolář, 2001).

Funkční vyváženost posturálních a fázických svalů je hlavním předpokladem správného vyrovnávání se organismu s podmínkami a požadavky vnějšího a vnitřního prostředí. Svaly fázické a posturální jsou většinou vůči sobě antagonistické, za normálních okolností by měly být v rovnováze, pokud tomu tak není, hovoříme o svalových dysbalancích (Smejkal & Rudzinskyj, 1999; Kostková, Mihule, Šťastná & Wálová, 1990)

### **2.3.1 Svalové dysbalance**

Svalová dysbalance (nerovnováha) je klinický termín pro stav charakterizovaný nevyváženou aktivitou (inkoordinací) svalů a svalových skupin během zajišťování statických a dynamických funkcí pohybového systému (Vařeková & Vařeka, 2005). Řadíme je mezi poruchy funkční, protože jejich příčinou není organická (strukturální) porucha.

Tyto změny mají hlubší fyziologický základ spočívající ve výše uvedené odlišnosti svalů. Nejedná se o poruchy čistě svalové, protože sval nelze oddělit od nervové soustavy, která řídí jeho činnost. Neuromuskulární komplex a porucha řídicí funkce zůstává nejčastější příčinou funkčních poruch, významný vliv má nevhodné funkční zatížení pohybové soustavy. (Véle, 2006).

Obtíže spojené se svalovými dysbalancemi se objevují nejprve během intenzivního zatížení, následně i po výkonu, až přejdou v potíže bez zatížení v klidu. Prvním příznakem svalové dysbalance bývají poruchy pohybových stereotypů, snížení výkonnosti, snadnější unavitelnost a úponové či vazivové bolesti, což jsou faktory, které mohou limitovat vykonávání běžných denních aktivit a o to výrazněji mohou omezit sportovní výkon.

Pokud je mezi svaly agonistickými a antagonistickými narušena rovnováha, svaly nemohou vhodně spolupracovat při ovládnání určité oblasti těla. Zkrácený sval na základě reflexivních a vývojových vztahů působí tlumivě na oslabený fázický sval. Funkci oslabených svalů přebírají svaly zkrácené, a tím se nerovnováha dále prohlubuje. Bez vhodné intervence mohou tyto funkční změny časem vézt k morfologickému poškození až degeneraci těchto neúměrně zatížených struktur (Hošek, 1996).

### ***Příčina vzniku svalových dysbalancí***

Jako příčina vzniku svalových dysbalancí a vadných pohybových stereotypů se uvádí především nerovnoměrné zatěžování pohybové soustavy, kdy v důsledku jednostranného zatěžování vznikají nadměrně silné a zkrácené svalové skupiny a nadměrně oslabené svalové skupiny (Bursová, 2005). Riegrová, Přidalová a Ulbrichová (2006) uvádí jako nejčastější příčiny vzniku svalových dysbalancí a náhradních pohybových stereotypů hypokinézu a nedostatečné zatěžování; jednorázové či chronické přetěžování nad horní danou kvalitou svalu, dále asymetrické zatěžování bez dostatečné kompenzace a psychologické faktory (například negativní emoce, napětí a nesoustředěnost).

Z logiky věci vyplývá, že u fotbalistů bývá nejčastější příčinou dysbalancí právě přetěžování vysokým tréninkovým zatížením, asymetrické zatěžování a nedostatečná kompenzace, přičemž ve studii dle Lehance et al. (2009) byl prokázán vyšší výskyt svalových dysbalancí u dorosteneckých fotbalistů než u dospělých profesionálních hráčů. Je tedy nezbytné, aby byl hráč již od útlého dětství veden k cílené a promyšlené kompenzaci vysokého a značně jednostranného zatížení a předešel tak vzniku či prohlubování svalových dysbalancí a narušení pohybových i herních stereotypů.

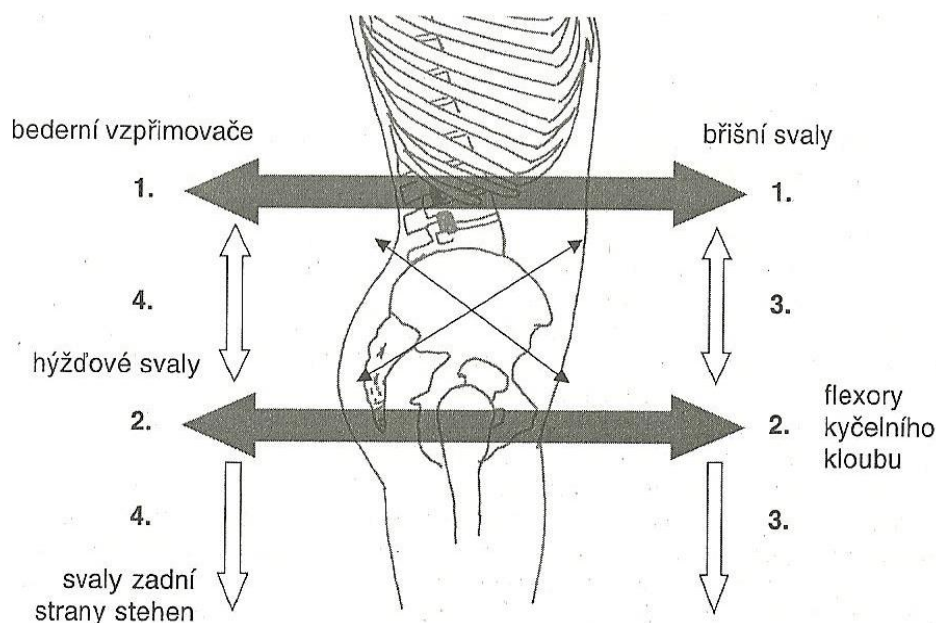
U fotbalistů nejčastěji ke svalovým dysbalancím dochází v oblasti bederní páteře a kyčelního kloubu, což je charakteristické pro dolní zkřížený syndrom a DKK (Buzek et al., 2007).

U **dolního zkříženého syndromu** (Obrázek 6) jde o dysbalanci mezi svalovými páry:

- oslabené mm. glutei maximi a zkrácené flexory kyčlí
- oslabené přímé břišní svaly a zkrácené bederní vzpřimovače trupu
- oslabené muscoli (dále jen mm). glutei medii a zkrácené tenzory fasciae latae i mm. quadrati lumborum (Lewit, 2003).

Svaly navzájem substituují, za oslabené mm. glutei medii substituují tenzory fasciae latae a mm. quadrati lumborum, za oslabené břišní svaly flexory kyčlí při ohýbání v kyčli, za oslabené mm. glutei maximi vzpřimovače trupu a také hamstringy (Lewit, 2003).

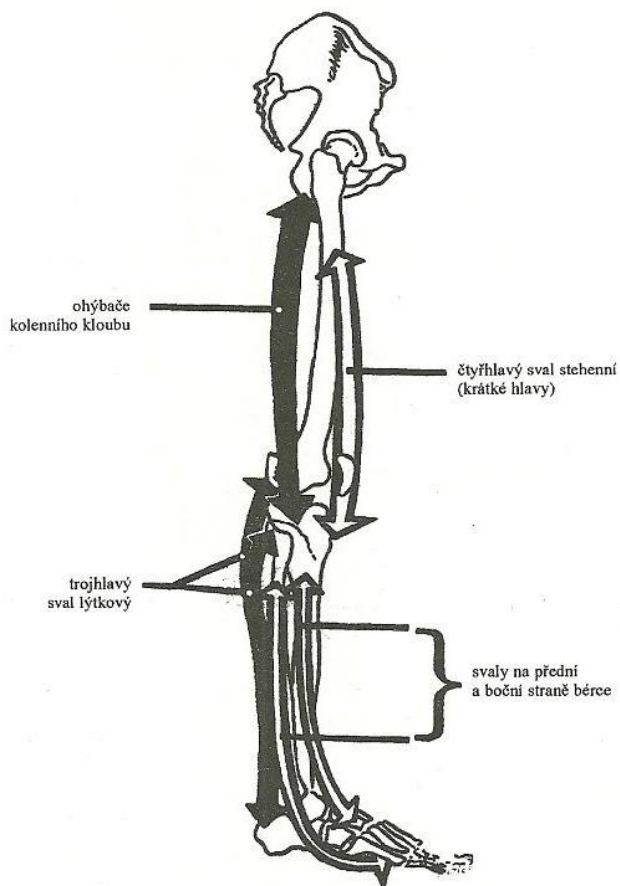
**Obrázek 6.** Znázornění dolního zkříženého syndromu (Buzek et al., 2007)



Výsledkem je na první pohled patrné vysazení pánve se zvětšenou bederní lordózou a flekčním postavením v kyčlích. Klinickým projevem jsou bolesti bederní páteře způsobené nerovnoměrným rozkladem sil v oblasti meziobratlových plotének. Při nedostatečné terapeutické intervenci této svalové dysbalance pak může v rámci řetězení poruch dojít ke vzniku také horního zkříženého syndromu (zvětšení hrudní kyfózy s výrazně zvednutými rameny a předsunutou hlavou). Ze změn funkčních se postupem času stávají poruchy strukturální (tedy ireverzibilní). Nutno podotknout že u vrcholových sportovců je pak tento

degenerativní proces značně uspišen četností a intenzitou sportovního zatížení (Buzek et al., 2007; Janda, 1999).

**Obrázek 7.** Znáznornění svalové dysbalance na DKK (Buzek et al., 2007)



Při fotbale dochází velmi často také ke vzniku svalových dysbalancí na dolních končetinách (Obrázek 7), což je dáno charakterem zatížení při tomto sportu. Tendenci ke zkrácení vykazují m. tensor fasciae latae, m. rectus femoris, mm. adductores, flexory kolene, m. triceps surae. Svaly s tendencí k ochabování jsou mm. abduktory, m. gluteus medius, minimus, m. tibialis anterior a posterior a mm. peronei (Hošková & Matoušová, 2007).

### 2.3.2 Svaly zkrácené a oslabené

Funkce svalů je ovlivněna pohybovým režimem. Vlivem hypokinézy nebo naopak opakovaného přetěžování, jednostranné zatížení a psychického napětí (vede ke zvýšení svalového napětí) vznikají nadměrně silné a zkrácené svalové skupiny a nadměrně oslabené svalové skupiny (Beránková, Grmela, Kopřivová & Sebera, 2012).

#### *Svalové oslabení*

Jako svalové oslabení považujeme stav snížení svalové síly. Útlumové projevy a oslabení vykazují svaly s převahou fázických svalových vláken, jež jsou charakteristické kratší dobou kontrakce i dekontrakce, jsou navíc rychleji unavitelné, vykazují nižší dráždivost

než svaly posturální (Kolář, 2001). Svalové oslabení může být dáno strukturálně (například lézí aferentního nervu či poškozením řídicích center) nebo funkčně.

Obecně platí, že funkce tvoří orgán. Když nebudeme nějaký orgán používat, ztratí svou funkci. Totéž platí i pro svaly. Při nedostatečné svalové aktivitě svaly budou minimalizovat nebo mohou i ztratit svou funkci. Tato nedostatečná aktivita bývá způsobena nejčastěji imobilizací (různého rozsahu a z různých příčin) nebo inaktivitou osoby. Svalová vlákna se nekontrahují dostatečně, dochází k úbytku svalové hmoty a důsledkem toho se snižuje síla a vytrvalost svalu (Novotný, 2009; Poděbradský & Vařeka, 1998).

K oslabení může docházet také reflexně v důsledku přítomnosti reflexních změn ve svalu, nebo vlivem kloubní dysfunkce, která může měnit výchozí nastavení v příslušném kloubu nebo představuje překážku v provedení pohybu. Ke snížení síly kontrakce dojde také při nadměrném protažení svalu (aktinová a myozinová vlákna se méně překrývají, vytváří mezi sebou méně můstků a kontrakce je tak slabší) či zkrácení svalu (Novotný, 2009). Terapie svalových oslabení spočívá v diagnostice jejich příčiny, jejím odstranění a následném posílení svalů a jejich zařazení do pohybových stereotypů.

### ***Svalové zkrácení***

Janda, Herbenová, Jandová a Pavlů (2004) charakterizují jako stav kdy je sval *in vivo* v klidu kratší a ani při pasivním protahování nedovolí dosáhnout plného rozsahu pohybu v kloubu, přičemž tento stav není provázen elektrickou aktivitou svalu. Sval má zvýšen svalový tonus, což se klinicky projevuje vyšším odporem při palpaci.

Příčinou svalových zkrácení bývá u fotbalistů samotný charakter sportovního zatížení, nevhodný trénink, chybné posilování a nedostatek kompenzačního pohybu, přičemž takto postiženy jsou především flexorové skupiny svalů (především hamstringy), (Havlíčková, 2003). Janda et al., (2004) však poukazuje na skutečnost, že tendence ke svalovému zkrácení se nemusí neprojevovat pouze za patologických situací, ale jsou zřejmě charakteristické pro reaktivitu svalových skupin i za normy (v průběhu života).

Svalová zkrácení lze podle Dvořáka (2003) rozdělit na dva typy na základě přítomnosti elektrické aktivity svalu na EMG):



- **s klidovou elektrickou aktivitou na EMG:** sval nedosahuje své přirozené délky, je ve zvýšeném napětí a má omezenou možnost uvolnění. Tento stav může být vznikat jako reakce na stres (nejčastěji při dysfunkci limbického systému), bývá způsoben chronickým přetěžováním určitého svalu (tzv. repetitive strain injury), nebo je důsledkem zřetězených reflexních poruch pohybové soustavy (lokální spasmy vláken uvnitř svalu). V neposlední řadě může dojít ke zkrácení v rámci reflexního spasmu celého svalu v důsledku nociceptivního dráždění (Dvořák, 2003).
- **bez klidové elektrické aktivity na EMG:** sval nedosahuje své přirozené délky a je sníženě protažitelný. Je zde snížený práh dráždivosti a sval tedy reaguje i v situacích, kdy by měl být inaktivován či v aktivním útlumu. Aktivita v těchto svalech vzrůstá již při tvorbě pohybového záměru (Janda, 2004). Při menším zkrácení je sval nejprve je sval relativně silnější (což může být i výhodné), bez optimální kompenzace v podobě protahování se sval má tendenci dále zkracovat, ztrácí elasticitu a v důsledku většího překrytí aktino - myozinových vazeb (a tedy nemožností vytvářet další vazby produkující sílu) a mechanickou obstrukcí cévního systému svalu dochází k tzv. oslabení ve zkrácení (Capko, 1998; Dvořák, 2003; Kolář, 2009). První metodou volby u takto oslabených svalů však není jejich posilování (to je spolu s elektrogymnastikou přísně kontraindikováno), ale je nutné navrácení svalu do své původní délky pomocí jeho utlumení direktivními technikami (Poděbradský & Vařeka, 1998).

U zkráceného svalu je však nezbytné brát v úvahu mimo jeho klidové délky také jeho pasivní protažitelnost, tonus, dráždivost a v neposlední řadě také sílu při stahu (Janda et al., 2004).

Dle Koláře (2009) je svalové zkrácení stav změněné elasticity na základě morfologické i buněčné přestavby spojené se změnami svalové síly. Zkrácené svaly bývají palpačně citlivé až bolestivé, a je snižena jejich extenzibilita a elasticita. Tento stav má tedy negativní vliv jak kvalitu svalové kontrakce, tak i výkon celého svalového systému (Capko, 1998). Pokud se svalové zkrácení dlouhodobě neřeší, může dojít k následující kaskádě:

zkrácení svalových vláken → ztluštění (hypertrofie) svalových vláken → komprese cév mezi hypertrofovanými vlákny a tuhou povrchovou fascií → vznik vrstevité ischemie

a vazivové degenerace svalových vláken → sval nebo jeho část je postupně nahrazen vazivem – tzv. fibrotizace (Poděbradský & Vařeka, 1998).

Vlivem svalových dysbalancí u fotbalistů dochází kromě zvýšené náchylnosti ke zraněním svalových vláken a kloubních struktur k zánětům šlach, šlachových úponů, únavovým zlomeninám či osifikaci opakovaně zhmožděných částí svalů (Nápravník, 1987; Manning & Levy, 2006).

Prostředkem k odstranění (a především k prevenci) svalových dysbalancí jsou kompenzační cvičení. Jedná se o soubor různých cviků, jejichž pravidelné provádění vede k obnově fyziologickou délkou zkrácených svalů a sílu svalů ochablých (Bursová, 2005). Výběr cviků je individuálně zaměřený a jeho základem je přesná diagnostika. Podrobnému výčtu a popisu kompenzačních cvičení se detailně věnuje celá řada odborných i laických publikací.

### **2.3.3 Možnosti objektivizace svalového zkrácení**

Dle Jandy et al. (2004) existují v lidském těle určité svalové skupiny reagující na různé patologické situace většinou stereotypně zkrácením až kontrakturou, jiné oslabením. Význam zkrácených svalů je důležitý především pro pochopení a následnou terapii těchto neparetických svalových skupin.

Při vyšetřování zkrácených svalů jde především o změření rozsahu pohybu v kloubu v optimálně zvolené pozici a směru, které umožňují přesné zaměření na cílenou svalovou skupinu. Pro správné provedení vyšetření je nezbytné zachování přesné výchozí polohy, fixace a směru pohybu. Při vyšetřování je třeba dodržovat obecných zásad – vyšetřovaný sval by neměl být stlačen, síla působící ve směru vyšetřovaného rozsahu by neměla jít přes dva klouby. V celém průběhu vyšetření bychom měli vyvíjet stejný tlak vždy ve směru požadovaného pohybu a jednotlivé pohyby provádět pomalu a konstantní rychlostí. Vyšetření zkráceného svalu nebo svalových skupin je možné jen tehdy, pokud není rozsah pohybu omezen z jiných příčin (Janda, 2004).

K objektivizaci svalového zkrácení se u nás obvykle používá vyšetření svalového zkrácení dle Jandy et al. (2004) a vyšetření zkrácených svalů dle Kendalla, McCreary & Provance (1993).

### ***Vyšetření svalového zkrácení hamstringů dle Jandy***

Testování se provádí ze základní pozice, kdy vyšetřovaný leží na zádech, ruce má podél těla. Nevyšetřovaná DK je ve FL jak v kyčli, tak v koleni, a chodidlo spočívá na podložce. Testovaná DK se nachází na podložce v nulovém postavení. Fixaci provádí vyšetřující tým, že fixuje pánev na testované straně.

Vlastní vyšetřovací pohyb se provádí tak, že vyšetřující uchopí testovanou extendovanou DK takovým způsobem, že pata testovaného spočívá v loketním ohbí vyšetřujícího (tím se zabrání rotaci DK) a dlaň vyšetřujícího je umístěna na ventrální straně bérce, vykonává tlak, kterým udržuje stálou EX v koleni. Takto uchopenou DK provádí vyšetřující FL v kyčli (Janda et al., 2004).

Vyšetření se ukončuje, jakmile pocítujeme tendenci k FL v koleni, pokud dojde k pohybu pánve nebo se objeví bolest na dorzální straně stehna. Dle Jandy nemluvíme o zkrácení tehdy, je-li FL v kyčelním kloubu rovna  $90^\circ$ . O malé zkrácení se jedná, pokud je FL v kyčli v rozsahu  $80^\circ - 90^\circ$ . Velké zkrácení je popisováno při FL v kyčli menší jak  $80^\circ$  (Janda et al., 2004).

### ***Vyšetření svalového zkrácení testem extendované DK***

Vyšetření svalového zkrácení testem extendované DK jak uvádí Kendall et al. (1993) je téměř totožné jako vyšetření dle Jandy. Liší se pouze výchozím postavením netestované DK, která by měla být podle dle Kendalla et al. (1993) fixována v nulovém postavení a ne ve FL v koleni i kyčli, jak ji popisuje Janda. Vysvětlením nevhodnosti této pozice pro testování nebo následný strečink hamstringů je zvýšená dorzální flexe pánve. Zvýšené dorzální naklonění pánve je způsobeno tahem zkrácených hamstringů za tuber ischiadicum, kdy při FL v kyčelním kloubu dojde ke zvětšení FL bederní páteře a tím k odlepení sakra od podložky. Při vyšetřování dojdeme k mylnému pocitu dosažení většího rozsahu pohybu v kloubu, než je rozsah skutečný. Proto bychom při vyšetření měli dbát na stabilizaci bederní páteře a pánve prostřednictvím fixace netestované DK. Pokud je rozsah FL v kyčli při tomto typu testování  $80^\circ$  a méně, jedná se o svalové zkrácení (Kendall et al., 1993).

### ***Test aktivní a pasivní EX v koleni***

Při tomto testování je výchozí poloha shodná s polohou v předchozí technice s tím rozdílem, že testovaná DK je dle goniometru fixovaná v 90° FL v kyčli. Proband se pak v této pozici stehna snaží o maximální aktivní EX v koleni až do pocitu tahu v podkolenní jamce nebo pokud se fixované stehno mělo tendenci vychýlit z fixované pozice. Pomocí goniometru přiloženého ke kolenní štěrbině z laterální stany kolene je měřen úhel, který svírá bérec vůči fixovanému stehnu. Autoři uvádějí také alternativy tohoto testování, kdy nejde pouze o aktivní pohyb testované DK do EX v koleni, ale pohyb je prováděn také pasivně terapeutem do pocitu prvního tahu v podkolenní jamce (Gajdosik, Rieck, Sullivan & Wightman, 1993). Někteří autoři považují tento test za objektivnější metodu hodnocení zkrácení hamstringů než testování dle Jandy nebo Kendalla (Rolls & Georg, 2004).

Pro určení dosažených rozsahů pohybu (ve stupních) se obecně využívá klasický dvouramenný goniometr, jak se však ukázalo v diplomové práci Stuchlíka, (2011), přesnější hodnoty poskytuje měření rozsahu pohybu pomocí přístroje DTP-2 (Kapitola 4.).

## 2.4 KOLENNÍ KLOUB

Koleno je největším a současně i nejsložitějším kloubem lidského těla. Z anatomického hlediska se řadí mezi klouby složené. Dochází v něm ke spojení dvou hrbolů (kondylu) kosti stehenní s vrcholem kosti holenní (kloub femorotibiální), dále ke spojení dorzální plochy čéšky (patelly) a kosti stehenní (kloub femoropatelní). Jednotlivé styčné plochy jsou pokryty chrupavkou, která při pohybu snižuje nadměrné tření v kloubu (Čihák, 2001).

Koleno je kloubem nosným, který je v průběhu života neustále vystavován zatížení. Dle Kapandjiho (2002) má kolenní kloub dvě základní a zároveň protichůdné funkce:

- udržení dostatečné stability v plné EX při nadměrné zátěži pod vahou těla;
- dostatečná mobilita kloubu pro chůzi, běh a správné nastavení nohy v závislosti na nerovnostech terénu.

### 2.4.1 Pohyby v koleni

Pohyb v koleni je velmi složitý, zahrnuje rotační a valivou složku a můžeme je rozdělit podle roviny, ve které jsou prováděny. V sagitální rovině jsou to FL a EX. Výchozí postavení se udává jako nulové a je zaujato při propnutém koleni. V přesném vymezení rozsahu pohybu se autoři se ve svých publikacích liší, Véle (2006) uvádí rozsah FL v koleni do 120° při aktivním, a do 140° při pasivním provedení, Hoppenfeld (1976) udává aktivní FL do 135° a Bartoníček a Heřt (2004) aktivní FL do 140° a pasivní až do 160°. FL je také omezena objemem lýtky a stehna. Ze základního postavení je možná také hyperextenze 5°, u jedinců s větší kloubní laxitou může být větší, obvykle však nepřesáhne 15° (a pokud ano, označujeme tento stav termínem genua recurvata). Kromě FL a EX v koleni schopen také pohybu do rotace, a to zevní v rozsahu 30° - 50° a vnitřní 5° -10°. Toto vymezení ale neplatí vždy, protože rozsah rotace je závislý na postavení kolenního kloubu. Největších rozsahů rotací dosáhneme při flexi v koleni mezi 45° – 90°. Rozsah rotací ovlivňuje také zatížení kloubu (Kapandji, 2002).

V koleni může docházet také k latero – laterální translaci tibie (označováno jako joint – play). Tento stav, objevuje-li se spontánně, je nutné považovat za abnormální (Kapandji, 2002; Véle, 2006).

## 2.4.2 Stabilizátory kolene

Koleno se přechodem z kvadrupedální lokomoce na vzpřímenou bipedální a plantigrádní chůzi postupně dostal mezi dvě dlouhé páky – femur a tibií, což zvýšilo nároky na měkké tkáně kloubu, které musí odolávat extrémním momentům sil. Mnohonásobně se zvýšila složitost neuromuskulárních mechanismů zodpovědných za koordinaci, časování aktivace stabilizačních svalů, rychlost reakčních časů atd. (Mayer & Smékal, n.d.).

Při poruše neuromotorické kontroly dochází ke změnám vnímání tělového a dynamického pohybového schématu, což lze označit jako poruchy propiocepce. Existuje tedy obousměrný vztah mezi stavem měkkých tkání kolene a propiocepcí (porucha měkkých struktur vede k poruše propiocepce), což dále zhoršuje kontrolu dynamické stabilizace kloubu. Koleno má navíc relativně malou kortikální reprezentaci a poměrně snadno se vytrácí z vědomého pohybového a tělového schématu, je tedy hůře uvědomováno, což má za následek obtížnější řízení jeho funkcí (Ageberg, 2002; Mayer & Smékal, n.d.).

Pro správnou funkci kolene je nezbytná dostatečná stabilita, která je zajištěna souhrou pasivních (vazy, menisky, kloubní pouzdro atd.) a aktivních stabilizátorů (svaly). Pokud selže tato souhra, pasivní stabilizátory jsou vystaveny přílišnému stresu a může dojít k jejich poranění (Nýdrle & Veselá, 1992).

Stabilita kolene závisí také na postavení v kloubu, kdy je za nejstabilnější považována plná EX. Při maximální EX je napjatá většina statických stabilizátorů (oba zkřížené i oba postranní vazy a kloubní pouzdro) ale také dynamické stabilizátory (Nýdrle & Veselá, 1992).

Dle Mayera (2004) se incidence a etiologie poškození měkkých struktur kolene liší v závislosti na pohlaví, kdy mužské koleno:

- spoléhá při stabilizaci na kvadriceps a hamstringy;
- tyto svaly mají dobrou preaktivaci a rychlejší reakční časy;
- udrží při zátěži lépe relativně flektovanou pozici, což souvisí s dobrým stabilizačním vzorcem hamstringy – mm. vasti;
- mechanismus poranění je typicky kontaktní.

Oproti tomu koleno ženy:

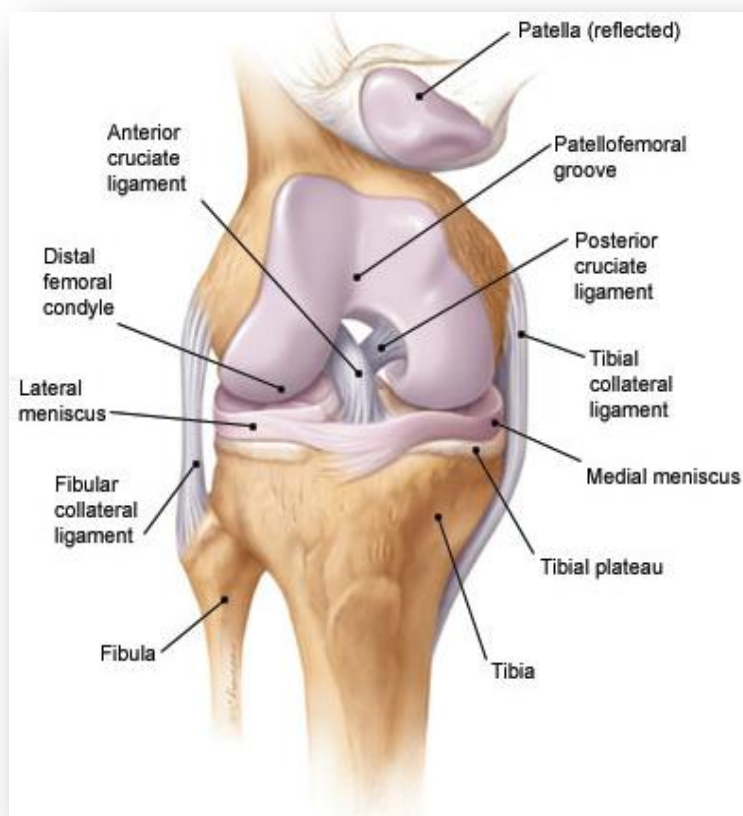
- je mnohem více závislé na ligg.;
- má tendenci k hyperextenzi;
- reakční časy i preaktivace jsou pomalejší než u muže;

- mechanismus poranění je spíše bezkontaktní, což je dáno anatomickými, biomechanickými, hormonální a nervosvalovými specifiky ženského kolene.

### *Stabilizátory pasivní - statické*

Menisky (srpkovité útvary uvnitř kolene tvořené vazivovou chrupavkou) se na stabilizaci podílí především vyrovnáváním nerovnoměrného (inkongruentního) zakřivení kloubních ploch, tlumením (absorpcí) nárazu, přenášením a rozkládáním hmotnosti těla. Zajišťují tak plynulý pohyb v kloubu a navíc částečně brání opotřebování kloubních chrupavek (Čihák, 2001).

**Obrázek 8.** Pasivní struktury kolene (Krames, 1999)



Za klíč ke stabilitě jsou považovány zkřížené vazy. Přední - LCA a zadní - LCP, plní důležitou roli při koordinaci klouzávého a valivého pohybu femorálních kondylů po tibiálních plató. LCA společně s tahem hamstringů zabraňuje pohybu tibie vůči femuru anteriorně. Velmi často dochází k jeho izolovanému poranění (nejčastěji při páčení bérce do strany spojeném s rotací v EX nebo lehké FL), kdy ostatní stabilizátory a kloubní struktury jsou

v podstatě v pořádku. LCP je nejsilnějším vazem kolenního kloubu a zabraňuje posunu tibie posteriorně – hyperextenzi. Oba dva zkřížené vazy tvoří spojení mezi femurem a tibií a podílejí se na stabilizaci kolene především při pohybu do FL v rovině sagitální. Díky svému prostorovému uspořádání se podílejí také na omezení pohybu do rotace – hlavně do vnitřní (Kapandji, 2002).

Vnitřní postranní vaz (lig. collaterale mediale) zabraňuje nadměrnému rozevírání vnitřní kloubní štěrbiny a tím následnému vychýlení tibie vůči femuru zevně – do valgózy. Zevní postranní vaz (lig. collaterale laterale) zabraňuje rozevírání zevní kloubní štěrbiny a tím vychýlení bérce dovnitř – do varózy (Kapandji, 2002).

### ***Stabilizátory aktivní – dynamické***

Dynamické stabilizátory jsou ovlivňovány svalovým tonem a na svalovém tonu závisí jejich stabilizační efekt (Nýdrle & Veselá, 1992). Pro efektivní dynamickou stabilizaci kolene je nezbytné vhodné načasování aktivace svalů stehna, a to hlavně při stojné fázi kroku, při doskoku a při nápravě silových momentů působících ventrální posun tibie.

Mezi dynamické stabilizátory kolene řadí Kapanjdji (2002) :

- kvadriceps, který je hlavním extenzorem kolene a také významným flexorem kyčle;
- hamstringy (semitendinosus, semimembranosus a biceps femoris) jakožto flexory kolene a pomocné extenzory kyčle;
- m. gastrocnemius jakožto pomocný flexor kolene.

Kvadriceps představuje jako celek hlavní součást extenzorového aparátu kolene. Pomocnými extenzory kolene jsou m. tensor fasciae latae a m. gluteus maximus, který ve vztahu ke kvadricepsu označován jako antagonist - synergista m. rectus femoris. Svaly poskytující stabilitu pro EX v koleni jsou abdominální svaly, m. erector trunci a m. quadratus lumborum. Neutralizační funkci plní hamstringy. EX v koleni zajišťují mm. vasti (m. vastus lateralis má i malou rotační komponentu), m. rectus femoris je zároveň (v závislosti na výchozím postavení kyčle a kolene) pomocným FL kyčle (Kapandji, 2002).

Moment síly vyvinutý celým kvadricepsem se udává kolem 40 kg, což je podle Kapandjiho (2002) téměř dvojnásobek než u hamstringů (22 kg). Pro stabilizaci jsou důležité především mm. vasti, které při bipedální chůzi uzamykají koleno a brání jeho rekurvaci. Při poruchách distálnějších svalů má kvadriceps také posturální funkci (Kapandji, 2002).

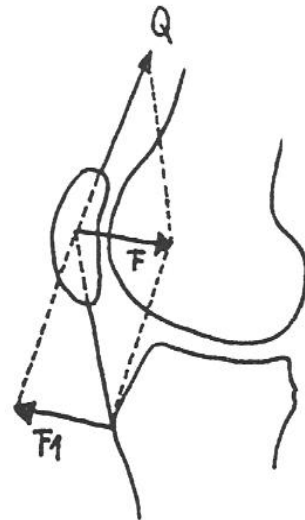
Klinicky můžeme sílu kvadricepsu testovat např. svalovým testem dle Jandy, nebo



chůzi v mírném podřepu, přesnější obraz nám však může poskytnout až dynamometrické vyšetření.

**Obrázek 9.** Působení jednotlivých tahů svalů na koleno při zvedání z podřepu maximální silou (Nýdrle & Veselá, 1992).

- síla  $Q$  - tah kvadricepsu vytváří silový vektor ( $F$ ), který tiskne patelu k femuru;
- zároveň vzniká síla  $F_1$ , která táhne tibii vpřed a vede, při nadprahové velikosti, k přetržení LCA;
- čím větší je EX v kolenu, tím větší bude síla  $F_1$ ;
- při plné EX je popsán mechanismus nejnebezpečnější, protože nepůsobí protitah hamstringů (Nýdrle & Veselá, 1992).
- Při větší FL táhnou hamstringy tibii dozadu a tímto způsobem chrání LCA



Hamstringy jsou kromě flexorů kolene také pomocnými extenzory kyčle (vyjma krátké hlavy m. biceps femoris) např. při narovnávání trupu z předklonu. Jejich aktivita závisí na poloze kyčle a pánve, stejně jako je tomu u extenzorů. Čím větší je anteverze pánve, tím více jsou hamstringy napjaté, což je výhodná výchozí poloha pro jejich větší výkonnost pro FL (Čihák, 2001; Kapandji, 2002; Véle, 2006). V situacích kdy je punctum fixum distálně, táhnou hamstringy pánev do retroverze. Jejich aktivita je také důležitá při vzpřimování z podřepu (Véle, 2006).

Kromě výše uvedeného mají také důležitou úlohu posturální, kde se podílí na udržení předozadní statiky tím, že jejich aktivita brání tendenci k FL kyčle způsobované tíhou těla ve vzpřímené poloze při malých nárocích běžného stoje a chůze. M. gluteus maximus se zapojuje až při chůzi dozadu, do kopce, v předklonu, v podřepu, do schodů a při zvedání ze sedu (Travell & Simons, 1993).

Během chůzového stereotypu se hamstringy zapojují těsně před a na začátku fáze dopadu paty na podložku (heel strike) a dále brzdí švih DK ke konci švihové fáze kroku (Kapandji, 2002; Travell & Simons, 1993). Při sportovních aktivitách ukazují výsledky EMG

nejvyšší aktivitu hamstringů těsně před dosažením maximální FL v kyčli a těsně po zahájení EX v kolenu ve švihové fázi (Travell & Simons, 1993).

Z uvedeného vyplývá důležitost funkce hamstringů v řadě pohybových i posturálních funkcí, kdy kromě svých hlavních popisovaných funkcí (FL v kolenu a EX v kyčli) pomáhají jako antagonisté svou excentrickou kontrakcí udržet kyčel v konečné fázi FL a napomáhají regulovat EX kolene (Kapandji, 2002; Travell & Simons, 1993).

Ochrana pasivních struktur kolene před zraněním je pak z velké míry daná poměrem síly hamstringů vůči síle kvadricepsu (klasický H/Q poměr). Nízký klasický H/Q poměr je pak považován za rizikový.

## **2.5 TESTOVÁNÍ SÍLY POMOCÍ IZOKINETICKÉ DYNAMOMETRIE**

Dle Lehnerta et al. (2010) je diagnostika svalové síly důležitá pro výběr vhodných prostředků a metod tréninku a stanovení vhodného tréninkového zatížení, a v posledních letech také jako metoda predikce a tedy i možné prevence zranění.

Existuje více způsobů testování silových schopností, je však nutné vybírat testy s dostatečnou citlivostí pro zachycení změn výkonnosti sportovce vzhledem ke specifčnosti tréninku, které by měly být navíc spolehlivé, platné a objektivní (Lehnert et al., 2010; Psotta, 2006).

Dynamometrie je termín využívaný pro měření svalové síly, kterou je člověk schopen působit na určité těleso po určitou dobu. Je nutné pamatovat, že pomocí dynamometrie nevyšetřujeme jednotlivé svaly, ale aktivní pohyb vykonávaný určitou svalovou skupinou. Pro přesnější představu o zapojení jednotlivých svalů během daného pohybu se využívá metoda EMG (Kolář, 2009; Placheta et al., 1999). V dnešní době se využívá elektrických dynamometrů, které poskytují přesnější informace o úrovni svalové síly než terénní testy, nebo kombinace těchto dvou (Psotta, 2006). Pomocí dynamometrie je možné testovat statickou i dynamickou sílu (výstupní hodnoty jsou zde vykonaná práce, výkon a moment síly) u izometrických, koncentrických, excentrických a izokinetických svalových kontrakcí (Lehnert et al., 2010; Morrow, Jackson, Disch & Mood, 2005).

### **2.5.1 Izokinetika**

Podle Dvira (2004) vychází pojem izokinetika ze specifické situace, kdy se sval nebo svalová skupina kontrahuje proti kontrolovanému neustále se přizpůsobujícímu odporu.

Vlivem tohoto odporu se pak segment těla pohybuje konstantní lineární nebo úhlovou rychlostí v rámci předem definované stabilní rychlosti. Nutno zdůraznit že se jedná o testování volních svalových kontrakcí, kde kromě mechanických a fyziologických faktorů působí také psychologické faktory (motivace a spolupráce).

### 2.5.2 Izokinetická dynamometrie

Podstatou izokinetické dynamometrie je měření maximálního silového výkonu svalových skupin v celém rozsahu pohybu při konstantní rychlosti pohybu (Kolář, 2009). Slouží tedy k testování a měření síly izokinetických kontrakcí, a to v celém rozsahu pohybu za určitých předem stanovených stálých rychlostí. Pohyb je možné měřit i v různých směrech.

Izokinetický dynamometr je náročné technické zařízení, které zaznamenává na něj působící silový impuls (testovaných svalů) jako sekvenci čísel, jejichž souborem vzniká záznam silového výkonu v podobě křivky momentů síly vzhledem k poloze (moment angular position). Křivky mohou mít různý tvar, liší se např. záznam koncentrické kontrakce u kvadricepsu a hamstringů (při testování v sedě). Křivka kvadricepsu běžně začíná a končí poblíž nulové hodnoty ramene síly (tvar paraboly) zatímco křivka hamstringů se postupně zvyšuje vrcholem na konci rozsahu pohybu (Dvir, 2004; Chan & Maffuli, 1996).

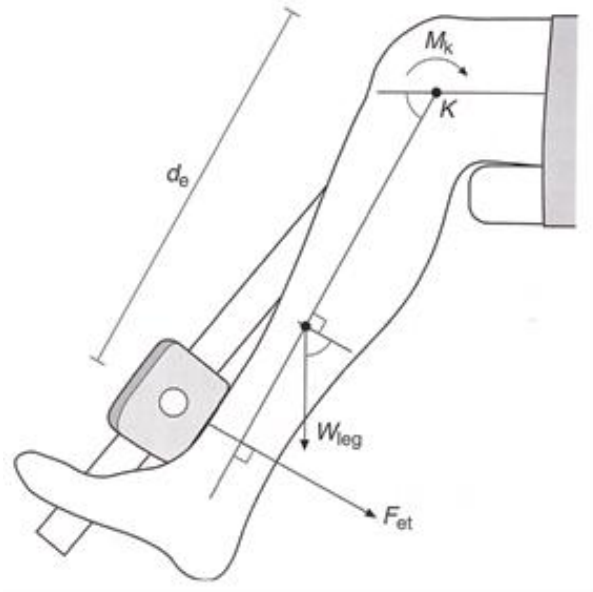
Přístroj je vybaven elektromotorem, jenž zajišťuje, že se pohyb v daném segmentu (v našem případě v koleni) odehrává přednastavenou úhlovou rychlostí proti odporu danému svalovou silou působící na systém během pohybu. Toto působení konstantním odpor v určeném rozsahu pohybu žádná jiná technika neumožňuje. Úhlová rychlost testu je dána rychlostí ramene páky distálního segmentu a čistě z empirického hlediska se používána rychlost  $30^\circ$  za jednotku času a její násobky ( $60^\circ/s$ ,  $90^\circ/s$ , ...,  $300^\circ/s$ ). Dle Dvira (2004) je velikost úhlové rychlosti je nepřímo úměrná zatížení kloubních struktur během testování.

Při izokinetickém testování sledujeme především tyto veličiny (Dvir, 2004):

Moment síly (torque) – vyjadřuje rotační složku vektoru síly produkované svaly při rotačních pohybech při určité úhlové rychlosti. Je měřen v celém rozsahu pohybu (a je tedy definován pro každý bod dráhy ramene páky během rozsahu pohybu), využívá se však jeho maximální hodnota (PT) nebo průměrná hodnota (average torque). Podle Kannus (1994) je nejčastějším izokineticky testovaným silovým parametrem právě PT a jeho užití může být vhodné pro výzkumné a klinické účely.

Moment síly generován svalem se rovná násobku délky ramene a hodnoty síly naměřené snímači dynamometru a hmotností končetiny. Velikost síly zjištěné snímačem dynamometru je nepřímo úměrná vzdálenosti mezi osou otáčení kloubu a místem účinku síly (Dvir, 2004). Důležitá je standardizace umístění snímače dynamometru u každého probanda. V případě nedodržení hrozí odchylka až 5%. Provádí se též gravitační korekce (Dvir 2004; Chan & Maffuli, 1996; Kannus, 1994).

**Obrázek 10.** Moment síly svalu ( $M_k$ ) je roven násobku délky ramene ( $d_e$ ) a hodnoty síly naměřené snímačem dynamometru ( $F_{et}$ ) a hmotností končetiny,  $W_{leg}$ . (Dvir, 2004, 4)



Kontrakční práce (contraction work) je definována jako svalová síla, která působí po určité dráze. Kontrakční výkon (contraction power) je dané množstvím práce vyprodukované za jednotku času. Čas pro dosažení maximálního momentu síly (peak time nebo  $T_{max}$ ) se používá ke zhodnocení úrovně explozivivity na základě intervalu mezi zahájením pohybu a dosažením PT (Brown, 2000; Dvir, 2004; Chan & Maffuli, 1996).

Výhodou této metody je možnost zhodnotit velikost síly v každém bodě pohybu a stanovit tak polohy, ve kterých je dosahováno nejlepších a nejhorších hodnot maximálního momentu síly. Další výhodou toho měření je, že neprobíhá v plné rozsahu pohybu v kloubu a je tak eliminováno přetěžování anatomických struktur v krajních polohách (Dvir, 2004, Chan & Maffulli, 1996).

Nevýhodou izokinetické dynamometrie je vysoká pořizovací cena přístroje. Ve srovnání s funkčními testy je jednou z nevýhod patří nízká validita samotného testování u izolovaných svalových skupin při provádění pohybů ve velkém rozsahu pohybu, a především fakt, že se testují pohyby probíhající v otevřeném kinematickém řetězci, což je pro řadu sportovních činností atypické (Chan & Maffulli, 1996). Navíc se pohyby ve sportu odehrávají

často vyšší rychlostí, než jakou umožňuje dynamometr (Cometti, Maffiuletti, Pousson, Chatard & Maffulli, 2001). Z důvodů této nespecifičnosti srovnává řada autorů izokinetické testování se specifickými funkčními testy (Morrow et al., 2005).

### **2.5.3 Využití izokinetického testování ve sportu a rehabilitaci**

Řada autorů uvádí možnost využití výsledného testového profilu jak k predikci náchylnosti ke zranění, tak pro zhodnocení specifičnosti a účinnosti sportovního tréninku a v rehabilitačních programech u pacientů po zranění nebo operaci (Dvir, 2004; Chan & Maffulli, 1996; Morrow et al. 2005), kde lze izokinetické testování lze využít také pro stanovení přesných parametrů v rámci rehabilitačních programů a zhodnocení jejich účinků. V těchto případech je vhodnější využít spíše středních než nižších rychlostí, kdy je aktivace motorických jednotek podobná izometrickému cvičení. Při stanovování požadovaných hodnot se však řídíme hodnotami druhé (zdravé) DK, ne obecně platnými normami (Dvir, 2004).

Pravidelná diagnostika cílená na odhalování svalových dysbalancí a izokinetické testování je obecně považováno za metodu umožňující přesné hodnocení rovnováhy svalové síly (Brown, 2000; Dvir, 2004; Wringley & Strauss, 2000). Pokud hodnoty mezi agonisty a antagonisty nejsou v určité rovnováze, bývá slabší skupina náchylnější ke zranění, stejně jako kloub touto dysbalancí ovlivněný.

Croisier, Forthomme, Namurois, Vanderthommen a Crielaard (2002) došli k závěru, že porovnáním poměrů izokinetické síly mezi zraněnou a zdravou DK může pomoci určit míru rizika opětovného zranění a úroveň připravenosti dříve zraněného hráče k soutěžení. Dle Jandy (2004) je však pro toto testování nezbytná schopnost testované osoby překonat v daném pohybu odpor gravitace (svalová síla minimálně stupně 3 podle svalového testu).

Tato metoda se dá využít k testování různých segmentů, v současnosti však nachází největší uplatnění při testování sil působících v oblasti kolene, konkrétně poměrů sil hamstringů a kvadriceps, a to jak v koncentrickém, tak excentrickém režimu. Izokinetická síla je navíc citlivá na změny síly způsobené tréninkem síly ve fotbale, proto je považována za vhodný ukazatel (Brown, 2000) pro hodnocení kvality tréninkového procesu.

## 2.5.4 H/Q poměr

V případě kolene srovnáváme svalovou sílu ipsilaterálních hamstringů a kvadricepsu označované zahraniční literaturou jako hamstring/kvadriceps ratio, česky H/Q poměr.

Ke konkrétním výpočtům H/Q poměrů využíváme hodnot PT, přičemž dle sledovaných typů kontrakcí můžeme sledovat poměr klasický či dynamický:

- **Klasický H/Q poměr** – je poměr PT zaznamenaný během koncentrické kontrakce jak hamstringů, tak kvadricepsu.
- **Dynamický H/Q poměr** – označován jako tzv. dynamic control ratio (DCR H/Q poměr), je poměr excentrické kontrakce hamstringů a koncentrické kontrakce kvadricepsu pro hodnocení EX v koleni. Dynamický poměr pro hodnocení síly do FL v koleni pomocí koncentrické kontrakce hamstringů k excentrické kontrakci kvadricepsu také možné, v praxi se však využívá podstatně méně často (Aagarard, 1998).

Klasický H/Q poměr se jako diagnostická metoda využívá již od 50. let minulého století v nejrůznějších sportovních odvětvích a je spolu s PT řadou autorů považován za jeden z nejvýznamnějších a nejčastěji využívaných silový ukazatelů v oblasti svalů stehna. Dle autorů podrobně vystihuje reciproční vztahy opačných svalových skupin, a je tedy vhodný pro hodnocení ipsilaterálních i bilaterálních svalových dysbalancí v oblasti stehna (Coombs & Gaarbut, 2002) a tím také riziko možného zranění těchto svalů a struktur kolene (Grygorowicz et al., 2010).

Dle řady autorů však klasický H/Q poměr popisuje svalovou akci, která se fyziologicky při pohybu nevyskytuje (Dauty, Poriton-Josse & Rochcongar, 2003). Z tohoto důvodu se dnes využívá spíše DCR H/Q poměr, který lépe vystihuje schopnost flexorů kolene excentrickou kontrakcí brzdit pohyb do EX prováděný kvadricepsem (De Ste Croix, 2007; Dvir, 2004). Autoři také uvádí, že je tento poměr je vhodnější pro detekci předchozích zranění (Forbes et al., 2009).

Hodnota H/Q poměru se odvíjí od testované rychlosti (kdy se s rostoucí rychlostí testovaného pohybu zvyšuje), a je tedy nutné popisovat změny v jeho velikosti pouze v rámci jedné rychlosti (Dauty et al., 2003; Rosene, Fogarty & Mahaffey, 2001; Schlinkman, 1984).

Dauty et al. (2003) dále uvádí, že je – li H/Q poměr při rychlosti 60°/s menší než 0,6 (60 %), je výskyt zranění hamstringů dokonce vysoce pravděpodobný. Pokles H/Q poměru vede také k většímu zatížení intraartikulárních struktur kolene (Rosene et al., 2001). Hodnota H/Q poměru blíží se 1,0 (tedy 100 %) svědčí pro dobrou stabilizační funkci hamstringů v pozici, kdy je LCA v největším napětí, a mohlo by tak hrozit jeho poškození (Aagaard, 1998, Dvir, 2004; Rosene et al., 2001). Dle Aagaara et al. (1998) se hodnota DRC H/Q poměru zvyšuje až nad 1,0 se zvyšující se rychlostí pohybu a s blíží se plnou EX v kolenu, což je dle autorů dáno snižujícím se PT koncentrické kontrakce kvadricepsu, zatímco PT excentrické kontrakce hamstringů zůstává poměrně konstantní i při vyšších úhlových rychlostech.

Existuje celá řada studií, které u fotbalistů pomocí izokinetické dynamometrie metody hodnotí sílu svalů DKK, především sílu kolenních flexorů a extenzorů. U většiny těchto studií se jedná o jednorázové měření určitého silového parametru (PT, maximální kontrakční výkon, atd. při koncentrických i excentrických kontrakcích), ale jen některé uvádí ve kterém období RTC měření probíhalo. Maximální sílu u fotbalistů sledoval Botek et al. (2010), a to na začátku a na konci přípravného období u fotbalistů stejného klubu a kategorie U19, stejně jako Metaxas et al. (2009), který porovnával PT u různých výkonnostních úrovní řecké národní ligy na začátku přípravného období, a dále například Lehance et al. (2009) u hráčů první belgické divize (n=57) v přípravném období. Longitudinálních studií, které by se zabývaly změnami klasického či DCR H/Q poměru v průběhu RTC však není mnoho.

### **2.5.5 Vztah H/Q poměrů ke zraněním ve fotbale**

Dle výsledků studie Caine, Maffulli & Caine (2008) dojde při fotbale k 2,3-7,9 zraněním za 1000 hodin sportovní aktivity. V 80 až 90 % případů jde o zranění DKK, nejčastěji poranění stehenních svalů (kvadriceps i hamstringy) a úrazy kolene. Dalším častým zraněním je pak distorze hlezenního kloubu. Stejně výsledky zjistili Kucera, Marshall, Kirkendall, Marchak & Garrett (2005) také u juniorských fotbalistů.

Výzkumy dokazují, že četnost zranění přibývá s věkem, a v kategorii 17-20 let je výskyt zranění obdobný jako v dospělé kategorii (Hawkins, Hulse, Wilkinson, Hodson & Gibson, 2001).

## ***Poranění svalů stehna***

Ekstrand, Hagglund a Walden (2011) uvádí, že svalová zranění při fotbale vznikají až z 96 % bezkontaktně. Bezkontaktně může při fotbale dojít k rupturám svalu různého rozsahu (od natržení pár svalových vláken až po utržení celého svalu vyžadující chirurgické řešení). Svalové ruptury vznikají obvykle při snížení elasticity svalu a častější se vyskytují u svalů dvoukloubových (Wong & Hong, 2005).

Dle řady autorů patří zranění hamstringů mezi jedno z nejčastějších zranění DKK u sportů vyžadujících startovní akceleraci a provedení pohybu maximální rychlostí či maximální silou (Gabbe, Finch, Bennell, & Wajswelner, 2005). Z výsledků studií vyplývá, že ke většině zranění svalů a šlach dochází během excentrické kontrakce. Excentrická kontrakce je doprovázena vyšším napětím svalu (což umožňuje produkci větší svalové síly), a dochází k většímu zatížení elastických komponent (Bahr et al., 2008; Chan & Maffuli, 1996; Kannus, 1994; Kramer, Nusca, Fowler, & Webster-Bogaert, 1993).

Také vlastní změněná délka hamstringů (ve smyslu zkrácení) je dlouhodobě považována za rizikový faktor zranění této svalové skupiny, přestože jednoznačný vztah nebyl doposud prokázán (Hartig & Henderson, 1999; Worrell, Perrin, Gansneder, & Gieck, 1991; Johnhagen, Nemeth & Eriksson, 1994). Někteří autoři popisují spíše opačný vztah, kdy na základě zranění hamstringů dochází k jejich zkrácení (Worrell & Perrin, 1992). Studie Hartig a Henderson (1999) však potvrdila snížení výskytu zranění DKK při pravidelném protahování hamstringů.

Také Bahr et al. (2008) uvádí jako základní příčinu poranění hamstringů předchozí zranění, omezenou hybnost a nedostatečnou sílu hamstringů. Při překročení limitu svalu dochází k distenzi svalových vláken a k částečné nebo úplné ruptuře svalu.

Dle Kučery et al. (2010) bývá nejčastěji poraněn m. biceps femoris, a to hlavně při rychlém běhu. Při vykopnutí končetiny (prudká EX v koleni se současnou FL v kyčli) bývají poraněné m. semitendinosus a m. semimebranosus.

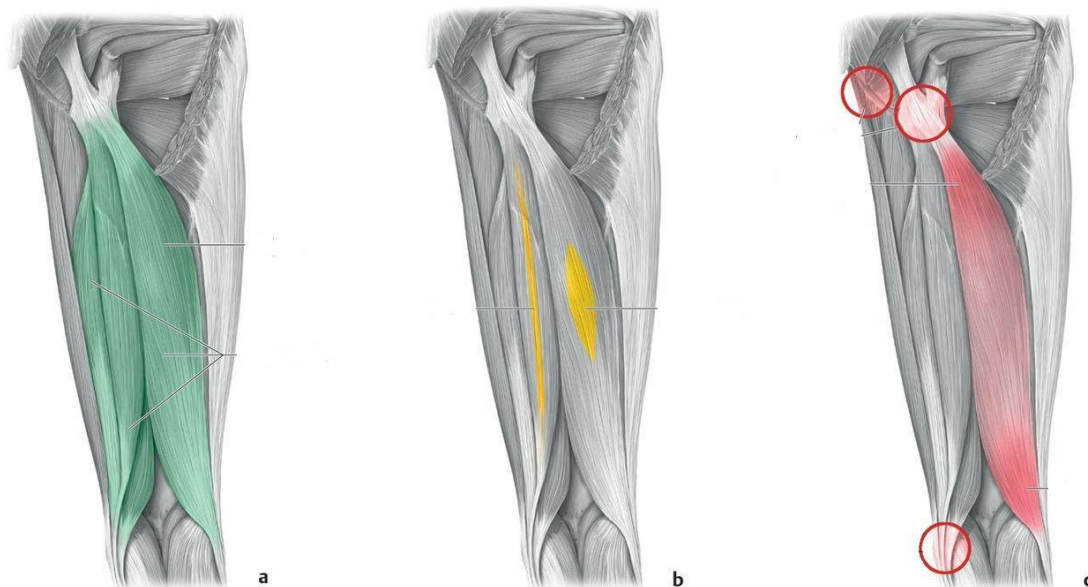
Řada studií se shoduje, že poranění hamstringů velice často recidivuje (MacAuley, 2007; Askling, Saartok & Horstensson 2006), přičemž Woods et al. (2004) považují za hlavní příčinu recidiv zranění nedostatečnou léčbu a předčasný návrat ke sportovní aktivitě.

V důsledku tvorby jizevnaté tkáně mají zranění svalů stehna tendenci recidiv, mohou také omezovat celkový rozsah pohybu nebo snižovat svalovou sílu. Je proto nezbytné začínat sportovní výkon šetrným protažením a zahřátím (pro udržení efektu zahřátí se po úrazech mohou použít neoprenové návleky), (Bahr et al. 2008). Na obrázku 11 jsou znázorněny



nejčastější lokalizace poruch z přetížení (a), neuromuskulárních poruch (b) a částečných nebo parciálních ruptur (c).

**Obrázek 11.** Nejčastější lokalizace zranění hamstringů – upraveno (Mueller-Wohlfahrt et al., 2012).



### **3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE**

#### **3.1 HLAVNÍ CÍL**

Posoudit dysbalanci sil kolenních flexorů a extenzorů a její změny ve vybraných obdobích RTC u sledované skupiny adolescentních fotbalistů.

#### **3.2 DÍLČÍ CÍLE**

- Posoudit dynamický H/Q poměr a jeho změny ve vybraných obdobích RTC
- Posoudit klasický H/Q poměr a jeho změny ve vybraných obdobích RTC
- Zjistit výskyt svalového zkrácení hamstringů a jeho změny ve vybraných obdobích RTC.
- Zhodnotit vztah mezi svalovým zkrácením hamstringů a izokinetickou silou ipsilaterálních hamstringů a kvadricepsu.
- Zhodnotit vztah mezi svalovým zkrácením hamstringů a dynamickým H/Q poměrem ve vybraných obdobích RTC.
- Zjistit bilaterální rozdíly svalového zkrácení hamstringů a jejich změny ve vybraných obdobích RTC.

#### **3.3 VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

- 1) Nachází se hodnoty dynamického H/Q poměru nad hraniční hodnotou, a k jakým změnám u nich dochází ve vybraných obdobích RTC?
- 2) Nachází se hodnoty klasického H/Q poměru nad hraniční hodnotou, a k jakým změnám u nich dochází ve vybraných obdobích RTC?
- 3) Vyskytuje se u sledovaného souboru svalové zkrácení hamstringů, a pokud ano, k jakým změnám u něj dochází ve vybraných obdobích RTC?
- 4) Prokáže se změna bilaterálních rozdílů svalového zkrácení hamstringů ve vybraných obdobích RTC?
- 5) Jaký je vztah mezi svalovým zkrácením hamstringů a maximální silou izokinetických kontrakcí ipsilaterálních hamstringů a kvadricepsu?
- 6) Jaký je vztah mezi svalovým zkrácením hamstringů a H/Q poměry?

## 4 METODIKA

### 4.1 CHARAKTERISTIKA SOUBORU

Soubor probandů tvořilo 11 hráčů SK Sigma Olomouc a.s. (Tabulka 2). Průměrný věk probandů byl  $17,8 \pm 0,3$ . U všech 11 probandů byla dominantní pravá DK. Všichni probandi byli seznámeni s cílem a metodikou měření, souhlasili s účastí na výzkumu a s použitím získaných dat pro výzkumné účely (Příloha 1). Testování podstoupili pouze probandi bez akutních zdravotních problémů. Probandi den před měřením neabsolvovali žádné náročné tréninkové zatížení.

**Tabulka 2.** Charakteristika souboru (n=11)

Proměnná	N	M	Mdn	Min	Max	SD
Výška	11	180,77	181,5	174,5	187	4,46
Hmotnost 1	11	72,22	71,93	63,84	84,71	7,17
Hmotnost 2	11	71,75	70,64	63,52	83,22	7,14
Hmotnost 3	11	71,78	71,84	63,82	85,12	7,38
Hmotnost 4	11	72,62	73,02	63,56	86,07	7,47

*Vysvětlivky:*

n – rozsah souboru; 1, 2, 3, 4 – označení termínu měření; M – aritmetický průměr; Mdn – medián; Min – minimum; Max – maximum; SD – směrodatná odchylka.

### 4.2 POSTUP MĚŘENÍ

Nejprve byla zjištěna dominance DK (jak DDK byla stanovena DK, kterou proband preferuje pro kop do míče), výška a hmotnost probanda. Jako první bylo provedeno testování míry svalového zkrácení hamstringů, a to bez jakéhokoli rozcvičení probandů. Rozcvičení následovalo až těsně před vlastním izokinetickým testováním. Izokinetické testování probíhalo nejdříve u DDK a poté se dynamometr poloautomaticky přednastavil na pro druhou, NDK. Pořadí dolních končetin bylo vždy stejné.

#### 4.2.1 Testování svalového zkrácení hamstringů

Testování svalového zkrácení hamstringů probíhalo technikou dle Kendalla et al.(1993), aby se zabránilo dorzálnímu klopení pánve, a to v pořadí DDK a NDK. Dosažený úhel v do FL v kyčli byl zaznamenán přístrojem DTP-2.

##### *Popis diagnostického systému DTP-2*

System DTP-2 (Obrázek 12) umožňuje provádět grafickou a numerickou analýzu stanovených bodů na povrchu těla v třírozměrné kartézské soustavě souřadnic vzhledem vůči nulové vertikální ose. Každý snímání bod je určen třemi souřadnicemi:

- souřadnicí x – vzdálenost bodu sagitálně od nulové vertikály
- souřadnicí y – vzdálenost ventrálně (dorzálně) od nulové vertikály
- souřadnice z – výška bodu od nejnižšího měřeného bodu na páteři (Kolisko, 2005).

Body jsou snímány pomocí polohového snímače, což je elektronická vyhodnocovací jednotka, která cestou mikroprocesorových obvodů převádí signály ze snímačů a posílá údaje o jejich poloze do osobního počítače. Významnou součástí systému je také nastavovací deska, která umožňuje definované pevné upevnění polohového snímače ke stolu a zároveň k určení polohy bodů Z1, Z2, Z3, které se před začátkem měření musí nastavit do vodorovné polohy. Sejmutím těchto bodů se do výchozí polohy nastavuje polohový snímač a je také proveden výpočet směrnice vertikální osy, k níž jsou v prostoru vztahovány všechny měřené body (Krejčí, Salinger, Kolisko, Štěpaník & Novotný, 2004).

K zaznamenání naměřených dat do počítače pak slouží program WinPat3 (kompatibilní s operačními systémy Windows 95, 98, Me, 2000 a XP). Program přijímá a dekóduje data z elektronické vyhodnocovací jednotky, provádí výpočet bodů v kartézské soustavě souřadnic, zobrazuje naměřené body do výstupních protokolů a ukládá naměřená data do databáze (Krejčí et al., 2004).

**Obrázek 12.** Diagnostický systém DTP-2 (Stuchlík, 2011)



### *Výchozí polohy pro testování svalového zkrácení hamstringů*

Výchozí polohou probanda byl lež na zádech na vyšetřovacím lehátku, kde horní končetiny spočívaly podél těla, a obě DKK spočívaly na podložce v nulovém postavení v kyčlích a EX v obou kolenou. Testovaný pohyb do FL v kyčli probíhal nejprve aktivně, a následně pasivně.

Při testování aktivního pohybu do FL v kyčli byl proband vyzván o volní provedení pohybu s cílem dosáhnout maximálního možného rozsahu pohybu, aniž by při tom semifletoval koleno či klopil pánev (netestovaná DK a pánev fixovány vyšetřujícím). Po aktivním pohybu následoval pasivní pohyb, kdy vyšetřující uchopil testovanou DK tak, že pata probanda spočívala v loketním ohbí vyšetřujícího (aby nedocházelo k rotaci DK) a dlaň vyšetřujícího, uložená na ventrální straně bérce, vykonávala tlak bránící vychýlení kolene z plné EX. Takto uchopenou DK vedl vyšetřující pasivní pohyb do FL v kyčelním kloubu do pocitu silného tahu z dorsální strany kolene, nebo do zaznamenání tendence k flektování kolene vyšetřované DK nebo dalším nežádoucím souhybům např. pánve. Nevyšetřovaná DK a pánev byly během testování fixovány v neutrálním postavení na podložce další osobou (Janda et al., 2004).

Při dosažení krajních poloh, kdy byly testované svaly v maximálním protažení, byl zaznamenán rozsah dosažený rozsah pohybu pomocí přístroje DTP-2. Pro lepší validitu

výsledků byla měření provedena 3x za sebou (kdy v každé sérii byl testován pohyb nejdříve aktivně, pak pasivně) na každé DK.

Odečtení hodnot dosaženého rozsahu pohybu u pomocí DTP-2 musela předcházet kalibrace přístroje, a to před měřením každého probanda. Výchozími body pro snímání naměřených hodnot pak byly trochanter major femuru a malleolus lateralis fibuly. Tyto body byly přístrojem sejmuty přiložením špičky polohového snímače na příslušný bod a následným zmáčknutím spínače, což poslalo naměřená data přes vyhodnocovací jednotku do osobního počítače. Body byly sejmuty jak ve výchozí poloze (noha ležela v klidu na podložce), tak v konečné poloze.

Míru svalového zkrácení hamstringů jsme hodnotili podle rozsahu aktivně dosažené FL v kyčli a u měřeného souboru fotbalistů, přičemž jako hraniční hodnota zkrácení hamstringů byl stanoven rozsah 85°. Testování pasivního rozsahu jsme prováděli především z důvodu vyloučení možné bariéry, která by mohla aktivnímu rozsahu bránit.

Kendall et al.(1993) uvádí hraniční rozsah svalového zkrácení hamstringů 80° a méně stupňů FL v kyčli. Pro experimentální potřeby této diplomové práce byla z metodických důvodů aktivního zpřísněna tato hranice na 85° pro rozsah aktivního pohybu FL v kyčli. Zpřísnění zdůvodňujeme tím, že hranice uvedená Kendallem et al. (1993) je stanovená pro hodnocení běžné populace a sportovci by měli vlivem správného tréninku dosahovat hodnot vyšších.

#### **4.2.2 Nespecifické rozcvičení**

Rozcvičení se skládalo ze dvou částí. Jako první proběhlo rozehrání na bicyklovém ergometru po dobu 6 minut, poté následovalo 5 minut statického a dynamického protahování (strečinku) testovaných svalových partií, a 10 stupňovaných výskoků s cílem přípravy na maximální silový výkon.

#### **4.2.3 Testování izokinetické síly**

Ipsilaterální koncentrická a excentrická síla flexorů a extenzorů kolene byla měřena izokinetickým dynamometrem ISOMED 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany). V systému ISOMED 2000 jsme každému probandovi založili karta se základními iniciály. Při testování byli probandi v pozici v sedě, a rukama se drželi madel podél sedadla. Opěrka sedadla byla sklopena pod úhlem 15°, úhel v kyčelním kloubu byl přibližně 100°. Probandi

byli k sedadlu přifixováni pásy v oblasti pánve a stehna, v oblasti ramenou pak pomocí ramenních opěrek. Osa otáčení dynamometru byla shodná s osou otáčení kolenního kloubu (laterální femorální kondyl). Rameno páky dynamometru bylo zafixováno v distální části bérce, umístěno 2 cm nad mediálním malleolem. Nastavení sedadla bylo uloženo do paměti dynamometru a při měření druhostranné DK bylo automaticky nastaveno funkcí „memotronic“. Celkový rozsah pohybu při testování byl 80°, přičemž výchozí poloha byla 10° FL a konečná poloha 90° FL. Tento rozsah byl nastaven aretacemi dle návodu. Pro měření byla použita úhlová rychlost 60°/s a byla aktivována gravitační korekce. Testovací protokol se skládal ze dvou sérií měření v koncentrickém a dvou sérií v excentrickém režimu, kdy koncentrický režim předcházел excentrickému. Každý režim zahrnoval rozvíčovací a testovací sérii. Účelem rozvíčovací série byla familiarizace, při které probandi provedli šest recipročních kontrakcí (koncentrická kontrakce do FL byla následována koncentrickou kontrakcí do EX, excentrická kontrakce do FL byla následována excentrickou kontrakcí do EX) s postupným zvyšováním intenzity. Následoval interval odpočinku 1 minutu a vlastní testovací série šesti kontrakcí s vynaložením maximálního úsilí. Časový interval mezi testováními v koncentrickém a excentrickém režimu byl 1 minutu. Časový interval mezi měřeními pravé a levé DK byl 3 minuty. Probandům byla v průběhu měření poskytována zpětná vazba v podobě křivky momentu svalové síly na monitoru dynamometru. Výstupními hodnotami měření byla hodnota maximálního momentu síly (PT) a maximální kontrakční výkon (Pmax) při koncentrické a excentrické kontrakci do FL a koncentrické a excentrické kontrakci do EX.

### 4.3 TERMÍNY MĚŘENÍ

**Tabulka 3.** Termíny měření

<b>TERMÍN MĚŘENÍ</b>	<b>OBDOBÍ TRÉNINKOVÉHO CYKLU</b>
<b>15. 12. 2010</b>	konec podzimního soutěžního období
<b>6. 1. 2011</b>	začátek zimního přípravného období
<b>1. 3. 2011</b>	konec zimního přípravného období
<b>11. 4. 2011</b>	průběh jarního soutěžního období

#### 4.4 TRÉNINKOVÉ ZATÍŽENÍ HRÁČŮ

Ukazatele tréninkového zatížení hráčů kategorie U19 ve vybraných obdobích RTC znázorňují tabulky 4–7. Uvedena jsou pouze období, ve kterých probíhalo testování hráčů, tzn. měsíc leden, únor, březen a duben. Pro měsíc prosinec není tréninkové zatížení uvedeno, protože testování proběhlo v polovině daného měsíce a následovalo po něm období přechodné. V měsíci lednu trénink síly obsahoval core training 1x týdně a stimulaci maximální síly 1x týdně. Od února do dubna obsahoval core training a plyometrickou metodu 1x týdně a stimulaci maximální síly 1x týdně. Trénink s cílem rozvoje maximální síly byl zařazen v přípravném i hlavním období. V přípravném období tréninkový plán zahrnoval současný trénink síly a vytrvalosti společně s tréninkem techniky a taktiky. Souhrnný přehled o struktuře tréninkového zatížení znázorňuje obrázek 13.

**Tabulka 4.** Ukazatele tréninkového zatížení hráčů U19 v měsíci lednu

<b>Popis ukazatelů</b>		<b>čas v min.</b>
Kondiční trénink	Trénink síly	400
	Anaerobní trénink	120
	Aerobní trénink	670
Dovednostně orientovaný trénink	Technicko-taktický trénink	165
	Herní trénink	275
Utkání		360
Regenerace		180
<b>Čas tréninkového zatížení celkem</b>		<b>2170</b>

**Tabulka 5.** Ukazatele tréninkového zatížení hráčů U19 v měsíci únoru

<b>Popis ukazatelů</b>		<b>čas v min.</b>
Kondiční trénink	Trénink síly	165
	Anaerobní trénink	65
	Aerobní trénink	210
Dovednostně orientovaný trénink	Technicko-taktický trénink	325
	Herní trénink	300



Utkání	540
Kondiční plavání	90
Regenerace	180
<b>Čas tréninkového zatížení celkem</b>	<b>1875</b>

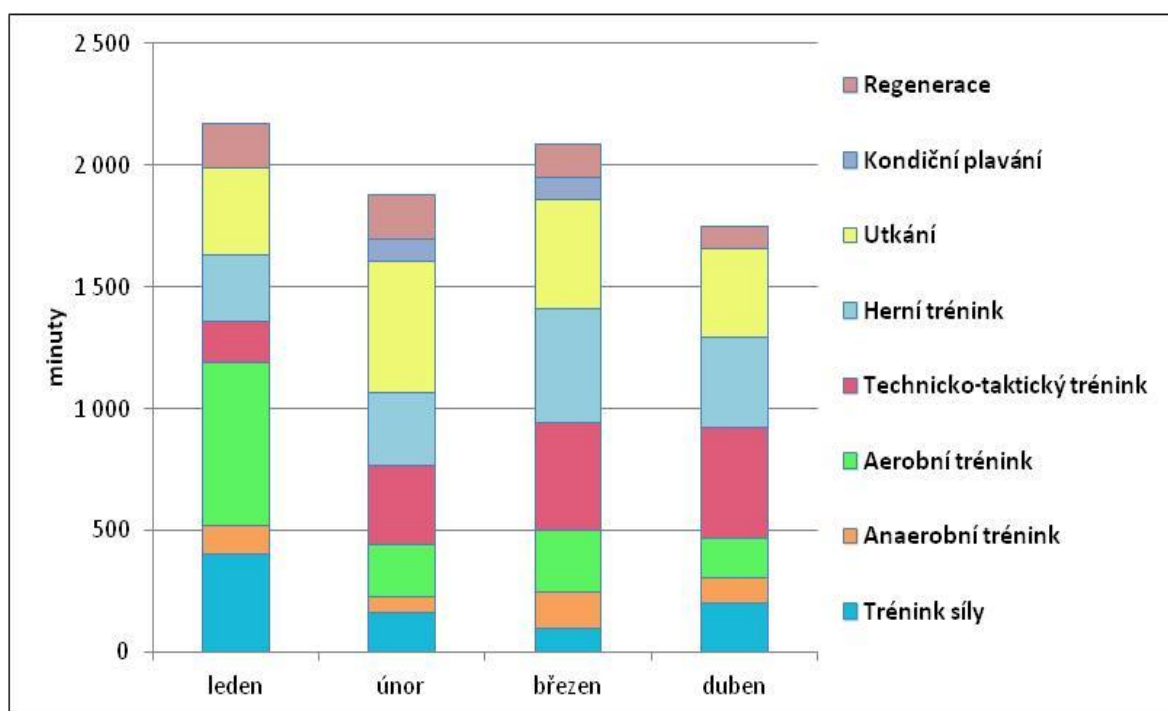
**Tabulka 6.** Ukazatele tréninkového zatížení hráčů U19 v měsíci březnu

Popis ukazatelů		čas v min.
Kondiční trénink	Trénink síly	100
	Anaerobní trénink	150
	Aerobní trénink	250
Dovednostně orientovaný trénink	Technicko-taktický trénink	440
	Herní trénink	470
Utkání		450
Kondiční plavání		90
Regenerace		135
<b>Čas tréninkového zatížení celkem</b>		<b>2085</b>

**Tabulka 7.** Ukazatele tréninkového zatížení hráčů U19 v měsíci dubnu

Popis ukazatelů		čas v min.
Kondiční trénink	Trénink síly	200
	Anaerobní trénink	105
	Aerobní trénink	165
Dovednostně orientovaný trénink	Technicko-taktický trénink	450
	Herní trénink	375
Utkání		360
Regenerace		90
<b>Čas tréninkového zatížení celkem</b>		<b>1745</b>

**Obrázek 13.** Porovnání ukazatelů tréninkového zatížení ve sledovaném období



#### 4.5 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

Pro statistické zpracování dat byl použit software STATISTICA 10. U všech sledovaných parametrů byla provedena základní popisná charakteristika (aritmetický průměr, medián, minimální a maximální hodnota, směrodatná odchylka). Ke stanovení významnosti rozdílů sledovaných parametrů byla použita Friedmanova analýza variance (ANOVA). Stanovení významnosti rozdílů bylo posuzováno na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Pro určení vztahu statistické významnosti mezi jednotlivými parametry byl využit Spearmanův korelační koeficient. Hendl (2004) uvádí hodnoty síly asociace 0,0–0,3 jako slabou; 0,3–0,7 jako střední a 0,7–1 jako silnou asociaci. Porovnání průměrů naměřených úhlů bylo provedeno pomocí párového Wilcoxonova testu, na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ .

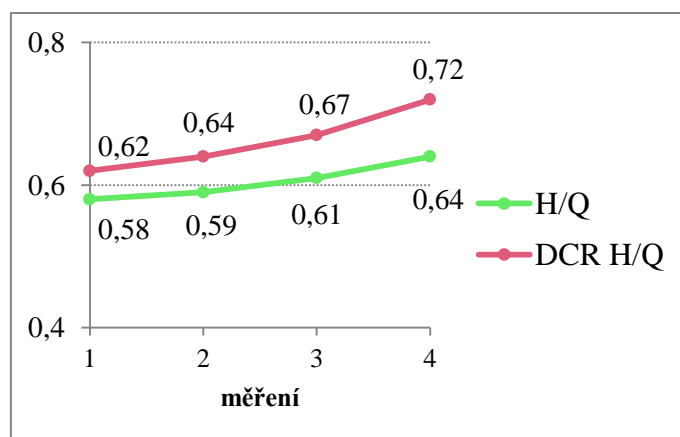
## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 DYNAMICKÝ A KLASICKÝ H/Q POMĚR A JEJICH ZMĚNY

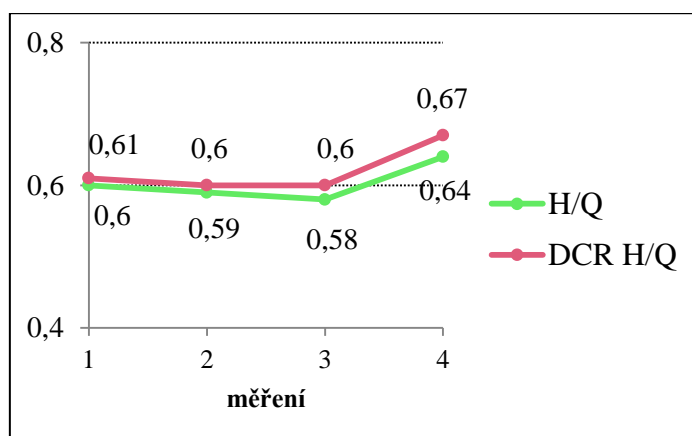
Testování svalové síly bylo provedeno v souladu se zvolenou metodikou v úhlové rychlosti 60°/s v koncentrickém i excentrickém režimu svalové kontrakce. Z naměřených hodnot byl pro vyhodnocení použit PT. Základní statistické charakteristiky u sledovaných parametrů jsou uvedeny v přílohách 3. a 4.

Průměrné hodnoty DCR H/Q poměru se u obou DK pohybovaly na a nad hraniční hodnotou (0,6), a ve vybraných obdobích RTC se postupně zvyšovaly z 0,62 až na 0,72 na PDK, přičemž na LDK v prvních třech měřeních hodnoty DCR H/Q poměru stagnovaly na hranici 0,6 s následným nárůstem na 0,67 ve 4. měření (Obrázek 14 a 15).

**Obrázek 14.** Průměrná hodnoty klasického a dynamického H/Q poměru na PDK při rychlosti 60°/s ve vybraných obdobích RTC



**Obrázek 15.** Průměrné hodnoty klasického a dynamického H/Q poměru na LDK při rychlosti 60°/s ve vybraných obdobích RTC



Průměrné hodnoty klasického H/Q poměru se pohybovaly těsně pod hraniční hodnotou (0,6) v 1. a 2. měření na PDK a ve 2. a 3. měření na LDK. Ve vybraných obdobích RTC došlo ke změnám jeho hodnot ve smyslu zvýšení z 0,58 na 0,64 na PDK, na LDK se hodnoty H/Q poměru v prvních třech měřeních pohybovaly v těsné blízkosti hraniční hodnoty a ve 4. měření byl pozorován nárůst na hodnotu 0,64 (Obrázek 14 a 15).

Friedmanova ANOVA však neprokázala žádné statisticky významné změny v hodnotách klasického a DCR H/Q poměru ve vybraných obdobích RTC (Tabulka 8 a 9).

**Tabulka 8.** Změny v hodnotách klasického H/Q poměru mezi jednotlivými měřeními na PDK a LDK (n=11)

	PRAVÁ		LEVÁ	
	$\chi^2$	p	$\chi^2$	P
<b>Měření</b>	5,73	0,13	6,63	0,08

Vysvětlivky:

$\chi^2$  – chí-kvadrát; p – hladina statistické významnosti; \* statisticky významné hodnoty (p<0,05).

**Tabulka 9.** Změny v hodnotách DCR H/Q poměru mezi jednotlivými měřeními na PDK a LDK (n=11)

	PRAVÁ		LEVÁ	
	$\chi^2$	p	$\chi^2$	P
<b>Měření</b>	5,73	0,13	7,29	0,06

Vysvětlivky:

$\chi^2$  – chí-kvadrát; p – hladina statistické významnosti; \* statisticky významné hodnoty (p<0,05).

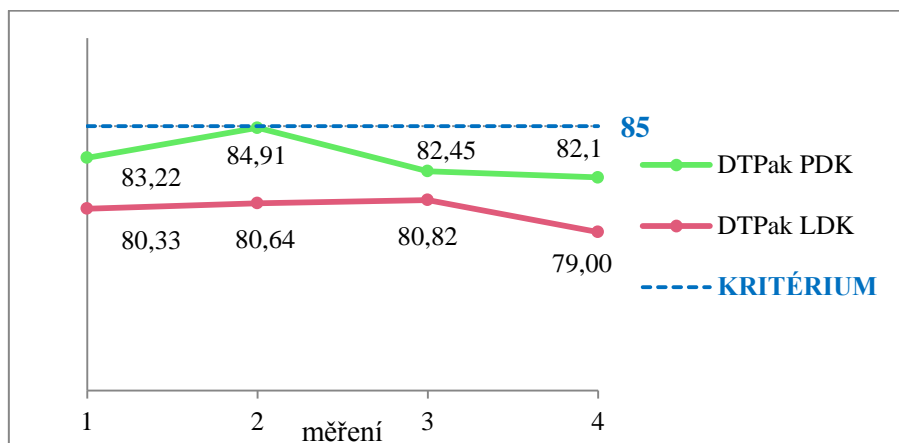
## 5.2 MÍRA SVALOVÉHO ZKRÁCENÍ HAMSTRINGŮ A JEJÍ ZMĚNY

Testování míry svalového zkrácení hamstringů probíhalo v souladu se zvolenou metodikou. Pro statistickou analýzu byly použity údaje o aktivním rozsahu pohybu FL v kyčli. Základní statistické charakteristiky u sledovaných parametrů jsou uvedeny v příloze 5 a 6.

Podle zvoleného kritéria 85° jsme zjistili svalové zkrácení hamstringů na obou DKK, a to ve všech měřeních (Obrázek 16).

Friedmanova ANOVA neprokázala žádné statisticky významné změny v míře svalového zkrácení hamstringů ve vybraných obdobích RTC (Tabulka 10).

**Obrázek 16.** Změny míry svalového zkrácení hamstringů na PDK a LDK v jednotlivých měřeních



**Tabulka 10.** Změny míry svalového zkrácení hamstringů na PDK a LDK ve vybraných obdobích RTC (n=11)

	PRAVÁ		LEVÁ	
	$\chi^2$	p	$\chi^2$	p
<b>Měření</b>	3,35	0,35	1,93	0,58

Vysvětlivky:

$\chi^2$  – chí-kvadrát; p – hladina statistické významnosti; \* statisticky významné hodnoty (p<0,05).

### 5.3 ZMĚNY BILATERÁLNÍCH ROZDÍLŮ SVALOVÉHO ZKRÁCENÍ HAMSTRINGŮ

Friedmanova ANOVA prokázala statisticky velmi významné ( $\chi^2=9,6$ ; p=0,02) změny bilaterálních rozdílů svalového zkrácení hamstringů ve vybraných obdobích RTC. Pomocí Wilcoxonova párového testu jsme zjistili statisticky významný rozdíl (p=0,05) mezi 1. a 2. termínem měření (Tabulka 11).

**Tabulka 11.** Wilcoxonův párový test znázorňující změny bilaterálních rozdílů svalového zkrácení hamstringů mezi jednotlivými měřeními

	Počet - platných	T	Z	p-hodn.
DTPak_R1LP a DTPak_R2LP	11	11,0000	1,9560	0,0505*
DTPak_R2LP a DTPak_R3LP	10	11,0000	1,6818	0,0926
DTPak_R3LP a DTPak_R4LP	8	7,0000	1,5403	0,1235

Vysvětlivky:

p – úroveň statistické významnosti; T – testovací kritérium; Z – hodnota testovacího kritéria; DTPak – aktivní rozsah pohybu do FL v kyčli; R1LP – bilaterální rozdíl mezi pravou a levou DK u prvního měření; R2LP – bilaterální rozdíl mezi pravou a levou DK u druhého měření; R3LP – bilaterální rozdíl mezi pravou a levou DK u třetího měření; R3LP – bilaterální rozdíl mezi pravou a levou DK u čtvrtého měření; \* statisticky významné hodnoty ( $p < 0,05$ ).

#### 5.4 KORELACE MEZI MÍROU SVALOVÉHO ZKRÁCENÍ A IZOKINETICKOU SILOU

Hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu a statistické významnosti mezi mírou svalového zkrácení hamstringů a hodnotami PT kolenních flexorů a extenzorů v koncentrickém a excentrické režimu svalové kontrakce jsou uvedeny v tabulce 12 a 13.

Byla nalezena jedna vysoká, statisticky významná korelace ( $r=0,73$ ;  $p=0,02$ ) mezi mírou svalového zkrácení hamstringů na PDK a hodnotami PT téže svalové skupiny v koncentrickém režimu svalové kontrakce v prvním měření. V následujících měřeních byly v tomto vztahu nalezeny střední korelace ( $r=0,62$ ;  $r=0,40$ ;  $r=0,51$ ). Dále byly nalezeny převážně střední korelace, všechny statisticky nevýznamné.

**Tabulka 12.** Korelace mezi mírou svalového zkrácení a hodnotami PT flexorů a extenzorů kolene na PDK a LDK v jednotlivých měřeních ( $n=11$ )

Charakteristika	1. měření	2. měření	3. měření	4. měření
	r	r	r	r
	p	p	p	p
PDK-DTPak & PDK-PTcon-F	0,73	0,62	0,40	0,51
	0,02*	0,72	0,29	0,16

PDK-DTPak & PDK-PTcon-E	0,35	0,36	0,29	0,35
	0,35	0,35	0,44	0,35
PDK-DTPak & PDK-PTexc-E	0,43	0,28	0,10	-0,05
	0,25	0,47	0,80	0,89
LDK-DTPak & LDK-PTcon-F	0,34	0,53	0,19	0,50
	0,37	0,14	0,62	0,17
LDK-DTPak & LDK-PTcon-E	0,37	0,52	0,08	0,06
	0,33	0,15	0,83	0,88
LDK-DTPak & LDK-PTexc-E	0,41	0,58	0,18	0,00
	0,28	0,11	0,65	1,00

Vysvětlivky:

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; DTPak – aktivní rozsah pohybu do FL v kyčli; F – pohyb do flexe v koleni; E – pohyb do extenze v koleni; PTcon – peak torque koncentrický; PTextc – peak torque excentrický; r – Spearmanův korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; \* statisticky významné hodnoty ( $p < 0,05$ ).

Při zkoumání vztahu mezi mírou svalového zkrácení hamstringů a hodnotami klasického a DCR H/Q poměru byla nalezena pouze jedna střední pozitivní korelace. Ostatní korelace byly ve většině případů negativní.

**Tabulka 13.** Korelace mezi mírou svalového zkrácení a hodnotami dynamického H/Q poměru na PDK a LDK v jednotlivých měřeních (n=11)

Charakteristika	1. měření	2. měření	3. měření	4. měření
	r	r	r	r
	p	p	p	p
PDK-DTPak & PDK-DCR	0,28	-0,20	-0,36	-0,49
	0,47	0,62	0,27	0,13
LDK-DTPak & LDK-DCR	0,34	0,29	-0,28	-0,33
	0,38	0,38	0,41	0,32

Vysvětlivky:

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; DTPak – aktivní rozsah pohybu do FL v kyčli, DCR – dynamický H/Q poměr; r – Spearmanův korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; \* statisticky významné hodnoty ( $p < 0,05$ ).

## 5.5 VYJÁDŘENÍ K VÝZKUMNÝM OTÁZKÁM

Na stanovené výzkumné otázky lze odpovědět následovně:

- 1) Hodnoty dynamického H/Q poměru se nacházely těsně nad hraniční hodnotou (0,6) u DDK a postupně se zvyšovaly. Hodnoty NDK byly v prvních třech měřeních hraniční, a k mírnému nárůstu došlo v posledním vybraném období. Změny hodnot dynamického H/Q poměru ve vybraných obdobích RTC nebyly významné.
- 2) Hodnoty klasického H/Q poměru se u obou DKK nacházely nad hraniční hodnotou (0,6) jen v posledním vybraném období. V prvních třech vybraných obdobích se hodnoty nacházely na a těsně pod hraniční hodnotou. Změny hodnot klasického H/Q poměru ve vybraných obdobích RTC nebyly významné.
- 3) Podle zvoleného kritéria bylo svalové zkrácení hamstringů prokázáno u obou DK, ve všech vybraných obdobích. V míře svalového zkrácení hamstringů nedošlo ve vybraných obdobích RTC k významným změnám.
- 4) Byla prokázána významná změna ( $p=0,02$ ) hodnot bilaterálních rozdílů, a to během přechodného období (mezi prvním a druhým obdobím).
- 5) Mezi mírou svalového zkrácení hamstringů a silou koncentrické kontrakce téže svalové skupiny byla nalezena pozitivní vysoká korelace ( $r=0,73$ ;  $p=0,02$ ) u DDK v prvním měření, v ostatních měřeních u DDK byly korelace střední ( $r=0,62$ ;  $r=0,40$ ;  $r=0,51$ ). Další významné vztahy mezi svalovým zkrácením hamstringů a izokinetickou silou kolenních flexorů a extenzorů prokázány nebyly.
- 6) Mezi mírou svalového zkrácení hamstringů a hodnotami H/Q poměrů nebyl prokázán významný vztah.



## 6 DISKUSE

Ve fotbale je rozhodující především svalová síla flexorů a extenzorů kolene, která ovlivňuje specifické fotbalové činnosti jako běh, kop do míče, výskoky, změny směru a podobně (Lehance et al., 2009; Schmid & Alejo, 2002). Tyto svalové skupiny hrají rovněž důležitou roli při dynamické stabilizaci kolene, a pokud nejsou v určité rovnováze, bývá slabší skupina náchylnější ke zranění, stejně jako kloub touto dysbalancí ovlivněný.

### *Diskuse k H/Q poměrům*

Dysbalance sil mezi kolenními flexory a extenzory u fotbalistů jsme hodnotili pomocí klasického a DCR H/Q poměru, jak doporučuje literatura (Houweling, Head, & Hamzeh, 2009; Lehance et al., 2009; Kannus, 1994).

Podle Dauty et al. (2003) klasický H/Q poměr poukazuje na svalovou dysbalanci, zatímco DCR H/Q poměru vyjadřuje schopnost flexorů kolene brzdit EX v koleni. Hodnoty DCR H/Q poměru navíc poukazují na výskyt předchozích zranění, kdežto hodnoty klasického H/Q poměru ne (Dauty et al., 2003; Forbes et al.; 2009).

Pro testování byla zvolena úhlová rychlost  $60^\circ/\text{s}$ , protože umožňuje vyvinout sílu blízko PT (Tourny-Chollet, Leroy, Léger & Beuret-Blanquart, 2000). Hodnota poměrů 1,0 (100 %) při této úhlové rychlosti vyjadřuje rovnováhu mezi silou kolenních flexorů a extenzorů, a tedy jejich optimální schopnost dynamické stabilizace kolene (Coombs & Garbutt, 2002), a hodnoty poměrů nad 0,7 (70 %) se považují za dostačující. Je-li hodnota H/Q poměrů menší než 0,6 (60 %), je míra dysbalance mezi silou kolenních flexorů a extenzorů vysoká, dynamická stabilizace je narušená a u daného jedince je výrazně zvýšené riziko zranění hamstringů a měkkých struktur kolene (Dauty et al., 2003; Ayala, De Ste Croix, Sainz de Baranda & Santonja, 2012).

Hodnoty klasického H/Q poměru se u našich fotbalistů nacházely ve většině případů na hranici 60 %, a nad tuto hranici se dostaly pouze ve 4. měření (tabulka 15), tedy v průběhu jarního soutěžního období. Tato skutečnost může vypovídat o nedostatku stimulace síly hamstringů.

Hodnoty klasického a DCR H/Q poměru, které dosáhl námi sledovaný soubor fotbalistů, jsou uvedeny v tabulkách 14 a 15. Téměř ve všech měřeních byla prokázána vyšší míra dysbalance sil mezi kolenními flexory a extenzory na NDK.

**Tabulka 14.** Průměrné hodnoty klasického H/Q poměru (v %) v jednotlivých měřeních

	1.	2.	3.	4.
PDK- H/Q	58	59	61	64
LDK- H/Q	60	59	58	64

**Tabulka 15.** Průměrné hodnoty DCR H/Q poměru (v %) v jednotlivých měřeních

	1.	2.	3.	4.
PDK-DCR H/Q	62	64	67	72
LDK-DCR H/Q	61	60	60	67

Mírně vyšší hodnoty byly zjištěny u DCR H/Q poměru u obou DK, kde se hodnoty nedostaly pod hraničních 60 %, a ve vybraných obdobích RTC se významně neměnily. Je zde však více patrný trend zvýšení hodnot (na DDK z 62 % postupně na 72 %; na NDK z hraniční hodnoty na 67 %). Z uvedených hodnot poměrů lze usuzovat, že zmenšení míry dysbalance sil kolenních flexorů a extenzorů v posledním sledovaném období (jarní soutěžní období) může být dáno postupnou adaptací hamstringů na tréninkové zatížení, zatímco síla kvadricepsu byla ve vybraných obdobích konstantnější.

Obdobných hodnot DCR H/Q poměru jako námi sledovaný soubor fotbalistů dosáhli rekreační atleti (muži n=26, průměrný věk=21,3±2,5; ženy n=24, průměrný věk=20,4±1,8) ve studii Ayala et al. (2012). Při stejné úhlové rychlosti dosahovali hodnot DCR H/Q poměru 70 %.

Jednorázově DCR H/Q poměr sledovali také Kellis, Gerodimos, Kellis a Manou (2001), a to u fotbalistů Řecké amatérské fotbalové asociace různých věkových kategorií (n=158; průměrný věk=13.2±2,1). Při úhlové rychlosti 60°/s dosahovali hráči této studie výrazně vyšších hodnot DCR H/Q poměru ve všech věkových kategoriích než námi sledovaný soubor, hodnoty se zde pohybovaly na DDK od 79 % do 94 % a na NDK od 76 % do 129 % (síla hamstringů přesáhla sílu kvadricepsu). Ve studii nebyla potvrzena významná závislost DCR H/Q poměru na věku probandů.

Hodnota klasického i DCR H/Q poměru se odvíjí od testované rychlosti (zvyšuje se s rostoucí rychlostí testovaného pohybu), (Dauty et al., 2003; Rosene et al. 2001; Schlinkman, 1984). Proto jsme srovnávali naše výsledky pouze s pracemi, ve kterých byly poměry měřeny při stejné úhlové rychlosti jako v naší studii, tedy při 60°/s.

Studie Lehance et al. (2009) probíhala v přípravném období, což nám umožňuje komparovat tyto výsledky s hodnotami získanými ve 3. termínu naší studie. Lehance et al., (2009) sledovali hodnoty PT a klasického H/Q poměru u 57 fotbalistů Belgické první divize, kteří byli rozděleni do 3 skupin podle věku: PRO (n=19); U21 (n=20) a U17 (n=18). Při stejné úhlové rychlosti dosáhli naši hráči obdobných hodnot klasického H/Q poměru jako skupina PRO a U21, a horších výsledků než U17 (63 % na DDK a 61 % na NDK) Určité rozdíly mezi věkovými kategoriemi zjistil také Procházka (2011), kde hráči stejného fotbalového klubu dosahovali na začátku letního přípravného období hodnot klasického H/Q poměru 60 % na DDK a 57 % na NDK v kategorii U16; 56 % na obou DDK v kategorii U17, a 59 % na DDK a 60 % na NDK u kategorie U18. Námi sledovaný soubor fotbalistů dosahoval tedy lepších hodnot klasického H/Q poměru než výše uvedení adolescentní fotbalisté stejného fotbalového klubu o rok dříve. Dosáhli také lepších výsledků než adolescentní fotbalisté (n=12; průměrný věk=17,5) jiného elitního českého fotbalového klubu sledovaného Malým, Zahálkou a Malou (2010).

Longitudinálních studií, které by se zabývaly změnami klasického či DCR H/Q poměru v průběhu RTC není mnoho. Můžeme však porovnat některé hodnoty z našeho měření s nedávnou studií Eniseler, Sahan, Vurgun & Mavi (2012), které sledovala změny v síle kolenních flexorů a extenzorů, a poměry těchto sil u profesionálních fotbalistů Turecké extraligy, a to na začátku (n=14, průměrný věk= 25,8 ± 3.9) a na konci (n=14, průměrný věk= 26,3 ± 3.9) 24 týdenní letní fotbalové sezóny. Metodika testování byla obdobná jako v naší studii, izokinetická síla však byla zaznamenána také ve vyšších úhlových rychlostech (300°/s a 500°/s). Při rychlosti 60°/s došlo u hráčů během stanoveného období k nárůstu hodnot H/Q poměru z 55 % na 63 % na DDK a z 56 % na 61 % na NDK. Stejně jako u námi sledovaného souboru nedošlo při rychlosti 60°/s k významným změnám dysbalance sil kolenních flexorů a extenzorů ve vybraném období. Studie však prokázala významné změny H/Q poměru při testování ve vyšších úhlových rychlostech. Při úhlové rychlosti 300°/s došlo během sezóny k významnému zvýšení H/Q poměru na DDK (p<0,05), a při rychlosti 500°/s byly změny dokonce signifikantní (p<0,01) ve smyslu zvýšení poměrů na obou DK. Autoři tyto změny

zdůvodňují jak samotným charakterem zatížení svalů stehen při fotbalových akcích během tréninků i utkání, kde se většina pohybů v kolenní odehrává ve vysokých rychlostech a síla během těchto rychlých pohybů je tak častěji stimulovaná, což vede k neurální adaptaci daných svalů (především v počátečních fázích tréninkového procesu). Podle autorů lze zmírnění dysbalancí mezi silami kolenních flexorů a extenzorů dosáhnout pomocí správně sestaveného tréninkového plánu, ve kterém by měl být zahrnut také cílený silový trénink hamstringů.

Brown (2000) uvádí, že izokinetická síla je citlivá na změny síly v průběhu přípravných a soutěžních období. Snížení koncentrické síly kolenních extenzorů při střední úhlové rychlosti (izolovaně i ve srovnání s excentrickou silou) se u vrcholových sportovců ukázal být známkou přetrénování. Podle Browna (2000) se izokinetická síla také zdá být citlivým ukazatelem změn v síle způsobené neizokinetickým silovým tréninkem u fotbalistů. Zjištěné změny tak mohly souviset se změnami v tréninkovém a herním zatížení.

Současné studie také poukazují na vhodnost zařazení odporovaných cvičení do tréninkových jednotek, přestože se to dříve u dětí a adolescentů nedoporučovalo (Aagaard, Simonsen, Trolle, Bangsbo & Klausen, 1996). Tento typ cvičení může (pokud je prováděn opatrně, pod pečlivým dohledem trenéra) vést ke zvýšení síly excentrické kontrakce hamstringů, což se pozitivně odrazí v hodnotách H/Q poměrů a dynamické stabilizaci kolene (Stratton et al., 2004).

U námi sledovaného souboru fotbalistů Friedmanova ANOVA neprokázala statisticky významné změny klasického ani dynamického H/Q poměru ve vybraných obdobích RTC.

Průměrné hodnoty DCR H/Q poměru však v průběhu RTC postupně zvyšovaly především na DDK, a to z 62 % až na 67 %, zatímco na NDK hodnoty DCR H/Q poměru v prvních třech měřeních stagnovaly na hranici literární rešerše, tedy 60 %. Na NDK došlo k mírnému nárůstu až v průběhu jarního soutěžního období, tedy mezi 3. a 4. měřením, kdy se DCR H/Q poměr zvýšil na 72 %. Z výsledků je patrné, že intenzivní trénink síly (400 minut), zahrnující také cviky pro rozvoj síly DK, v měsíci lednu měl příznivý vliv na rozvoj síly kolenních flexorů, a to především v excentrickém režimu svalové kontrakce.

Pravidelná diagnostika cílená na odhalování svalových dysbalancí a izokinetické testování se obecně považuje za metodu umožňující přesné hodnocení rovnováhy svalové síly

(Brown, 2000; Dvir, 2004; Wringley & Strauss, 2000). Někteří autoři však poukazují na limity izokinetického testování. Cometti et al. (2001) uvádí, že pohyby vykonávané při izokinetickém testování neodpovídají pohybovým akcím při hře, a je proto vhodnější využívat funkčních testů (Cometti et al., 2001) nebo izokinetiku s funkčními testy kombinovat (Morrow, et al., 2005). Zebis, Andersen, Ellingsgaard a Aagaard (2011) poukazují na fakt, že pomocí klasického ani DCR H/Q poměru není možné posuzovat stabilizační schopnost svalů stehna během explozivních pohybů, které se během fotbalového výkonu vyskytují velmi často. Autoři také poukazují na nedostatečnou reliabilitu výsledků měření klasického i DCR H/Q poměru. Ve studii Ayala et al. (2012) zkoumali autoři spolehlivost měření H/Q poměrů u mladých rekreačních atletů (n=50) ve třech po sobě jdoucích měřeních, s časovým odstupem 72 a 94 hodin od prvního měření, aby byla zajištěna plná obnova funkce a síly svalů po předchozím měření. Mezi těmito jednotlivými měřeními nebyl patrný žádný systematický trend a jen střední reliabilita výsledků.

### ***Diskuse ke svalovému zkrácení hamstringů u fotbalistů***

K objektivizaci svalového zkrácení se u nás obvykle využívá vyšetření svalového zkrácení dle Jandy et al., (2004). Pro potřeby této diplomové práce jsme využili postup vyšetření svalového zkrácení hamstringů jak uvádí Kendall et al. (1993). Rozdílem ve vyšetření u těchto dvou autorů je především pozice netestované DK, která má být podle Jandy et al. (2004) flektována v kyčli i v koleni, s chodidlem položeným na podložce. Podle Kendalla et al. (1993) je tato pozice netestované DK pro testování nebo strečink hamstringů nevhodná z důvodu zvýšeného dorsálního klopení pánve. Zvýšené dorsální klopení pánve způsobuje, že při FL v kyčli táhnou zkrácené hamstringy za tuber ischiadicum, prohlubuje se FL bederní páteře a dojde k odlepení sakra od podložky. Výsledkem je pak zdánlivě větší rozsah pohybu FL v kyčli. Pokud je nevyšetřovaná DK fixovaná v nulovém postavení na vyšetřovacím stole jak doporučuje Kendall et al. (1993), je bederní páteř lépe stabilizovaná a výsledky nejsou takto zkresleny.

Někteří autoři však poukazují na nízkou validitu výsledků i této metody, protože není přesně jasné, která struktura je v daném pohybu limitující. Obdobným způsobem (pasivně provedenou FL v kyčli) se totiž provádí napínací Lasségueův manévr pro testování kořenového dráždění. Limitem v pohybu pak nejsou zkrácené hamstringy, ale nervové

struktury. Tito autoři se tak přiklánějí k hodnocení míry svalového zkrácení pomocí testu aktivní a pasivní EX v koleni (Gajdosik et al, 1993; Rolls & Georg, 2004).

Pro účely naší práce jsme míru svalového zkrácení hamstringů hodnotili podle rozsahu aktivně dosažené FL v kyčli, přestože například Janda et al. (2004) hodnotí svalové zkrácení hamstringů podle rozsahu pasivního pohybu. Nás však nezajímá rozsah pohybu, kterého jsou hráči schopni dosáhnout působením zevních sil, ale rozsah FL v kyčli který hamstringy hráči umožní jeho vlastním úsilím (tedy aktivně), stejně jako při sportovním výkonu. Testování pasivního rozsahu jsme prováděli z důvodu vyloučení možné vazivové či kloubní bariéry, která by mohla aktivnímu pohybu bránit. Přesto si uvědomujeme, že při jiném postupu vyšetření a hodnocení svalového zkrácení hamstringů by výstup mohl být jiný. Jak již bylo uvedeno, tato nejednotnost hodnocení se však vyskytuje také v literatuře, která se touto problematikou zabývá. V naší práci bylo hodnocení svalového zkrácení hamstringů jedním z dílčích cílů.

Kendall et al.(1993) uvádí hraniční rozsah pro stanovení míry svalového zkrácení hamstringů 80° a méně stupňů FL v kyčli. Pro experimentální potřeby této diplomové práce byla z metodických důvodů stanovena tato hranice na 85° pro rozsah aktivně dosažené FL v kyčli. Zpřísnění zdůvodňujeme tím, že hranice uvedená Kendalllem et al. (1993) je stanovena pro hodnocení běžné populace a sportovci by měli vlivem správného tréninku dosahovat hodnot vyšších. Podle toto kritéria vykazoval náš sledovaný soubor zkrácení hamstringů na obou DKK ve všech termínech měření. Nedošlo však k žádným statisticky významným změnám v míře tohoto svalového zkrácení během sledovaných období RTC. Z výsledků lze usuzovat, že protahování hamstringů nebyla věnována dostatečná pozornost v průběhu celého sledovaného období.

Vzhledem k jednostrannému charakteru zatížení DK při fotbale jsme se zaměřili také na porovnání rozdílů v míře svalového zkrácení mezi DDK a NDK ve sledovaných obdobích RTC. Ve všech měřeních lze pozorovat nepatrně nižší míru zkrácení hamstringů na DDK, což může být dáno opakovaným protahováním hamstringů na této DK při kopu. Friedmanova ANOVA prokázala statisticky významné změny hodnot těchto bilaterálních rozdílů v průběhu RTC. Dle Wilcoxonova párového testu došlo k této statisticky významné změně ( $p=0,05$ ) v přechodném období, kdy došlo ke snížení tohoto rozdílu. Tato skutečnost by se mohla zdůvodnit vlivem přechodného období, kdy pohybová soustava hráčů nebyla tak intenzivně vystavena jednostrannému tréninkovému a hernímu zatížení jako v ostatních

sledovaných obdobích a došlo tak ke snížení rozdílů ve svalovém zkrácení hamstringů mezi DDK a NDK.

Domníváme se, že hlavní příčinou svalového zkrácení hamstringů může být nedostatečné zařazování či chybné provádění strečinku hlavně po sportovním tréninku a výkonu, a to během celého sledovaného období. Zatímco protažení v rámci rozcvičení je poměrně standardním postupem, protažení po zátěži často nebývá věnována dostatečná pozornost. Přitom právě protažení po zátěži je velmi důležité pro obnovu původní délky zátěžím zkrácených svalových vláken a pro odbourávání nahromaděných produktů metabolismu vzniklých sportovním výkonem (Bursová, 2005; Baechle & Earle, 2008). Součástí tréninku a by tak měla být promyšlená kompenzace v podobě správně prováděného strečinku. Sekir et al. (2010) prokázali pozitivní vliv dynamického strečinku na rozvoj svalové síly a naopak negativní vliv strečinku statického. Autoři nedoporučují provádění statického strečinku před pohybovou aktivitou, která vyžaduje maximální sílu, ale je vhodné ho zařadit po ukončení sportovního výkonu s cílem snížení tonizace svalstva.

Je důležité pamatovat, že ke svalovému zkrácení hamstringů nemusí docházet jen důsledkem zanedbávání jejich protahování. Zkrácení hamstringů může být součástí řady ochranných mechanismů pohybové soustavy (např. při nestabilitě v oblasti bederní páteře či konstituční hypermobilitě). V tomto případě je naopak nevhodné takto reflexně zkrácené hamstringy protahovat, protože bychom jednak nedosáhli požadovaného efektu, a zároveň by mohly být narušen tento ochranný mechanismus a jím chráněné struktury vystaveny riziku poškození (Dvořák, 2003; Murray, 2006). Sportovci by proto měli být pod dohledem nejen trenérů, ale také zkušených fyzioterapeutů, kteří by měli být schopni stanovit a případně ovlivnit příčinu pohybových poruch v širším kontextu. Této péče se ve fotbalových klubech bohužel často dostává jen hráčům nejvyšší výkonnostní úrovně.

### ***Diskuse ke vztahu svalového zkrácení hamstringů a síle ipsilaterálních svalů stehna***

Dle literatury je svalové zkrácení považováno za jednu z příčin vedoucích ke snížení síly příslušného svalu (Capko, 1998; Dvořák, 2003; Kolář, 2009; Novotný, 2009; Poděbradský & Vařeka, 1998). Na základě tohoto tvrzení jsme se v práci zaměřili na vliv svalového zkrácení hamstringů na sílu (PT) koncentrické a excentrické kontrakce hamstringů, a také kvadricepsu.

Analýzou výsledků pomocí Spearmanova korelačního koeficientu jsme zjistili statisticky významnou korelaci ( $r=0,73$ ;  $p=0,02$ ) mezi mírou svalového zkrácení hamstringů na DDK a hodnotami PT téže svalové skupiny, a to v koncentrickém režimu svalové kontrakce u prvního měření. Všechna další měření dokládala pouze střední ( $r=0,62$ ;  $r=0,40$ ;  $r=0,51$ ) závislost těchto hodnot. Vliv svalového zkrácení hamstringů na sílu jejich excentrické kontrakce v naší studii tedy nebyl jasně prokázán, korelace byly pouze střední. Významný vztah nebyl prokázán ani mezi svalovým zkrácením hamstringů a silou ipsilaterálního kvadricepsu.

Za hlavní limit této práce lze považovat nízký počet probandů ve sledovaném souboru. Náš soubor původně zahrnoval 26 adolescentních fotbalistů. Pouze 11 z nich se však zúčastnilo všech 4 měření. Zbylých 15 probandů chybělo při jednom a více měřeních, nejčastěji z důvodu změny fotbalového klubu (v rámci hostování) během sledovaného období či nemoci, proto byli ze studie vyloučeni. Jeden proband nebyl schopen výzkum dokončit z důvodu poškození kolenních flexorů a následně u něj došlo také k ruptuře LCA.



## 7 ZÁVĚRY

- Při hodnocení dysbalance sil kolenních flexorů a extenzorů pomocí klasického a dynamického H/Q poměru nedošlo u sledovaného souboru fotbalistů k jejím významným změnám ve vybraných obdobích RTC.
- Svalové zkrácení hamstringů bylo u sledovaného souboru fotbalistů prokázáno ve všech měřeních u obou DK, ale ve vybraných obdobích RTC se jeho míra výrazně neměnila.
- Byla prokázána významná změna ( $p=0,02$ ) hodnot bilaterálních rozdílů, a to během přechodného období.
- Vztah svalového zkrácení hamstringů a velikosti síly izotonických svalových kontrakcí hamstringů a kvadricpesu nebyl jednoznačně potvrzen.
- Vzhledem k určité stabilitě hodnot dysbalance sil kolenních flexorů a extenzorů i svalového zkrácení hamstringů v průběhu vybraných období RTC by se dalo považovat za dostačující sledování těchto parametrů pouze jedenkrát za jarní a podzimní fotbalovou sezónu, a to nejlépe na začátku přípravného období.

## 8 SOUHRN

Cílem diplomové práce bylo posoudit míru dysbalance sil kolenních flexorů (hamstringů) a extenzorů (kvadricepsu) a její změny ve vybraných obdobích RTC.

Teoretická část diplomové práce přináší syntézu poznatků o charakteristikách fotbalového výkonu, fyziologii a kineziologii pohybů při fotbale, a tréninkovém procesu, dále charakteristiky kosterních svalů, popisuje nejčastější svalové funkční poruchy pohybové soustavy fotbalisty a možnosti jejich objektivizace, kineziologii a funkční anatomii kolene a struktur zajišťujících jeho stabilizaci. Diagnostika je zaměřena na testování síly DK s pomocí izokinetické dynamometrie a její využití.

Výzkumná část diplomové práce popisuje použité metodiky. Sledovaný soubor byl tvořen hráči fotbalu SK Sigma Olomouc ( $n=11$ , průměrný věk  $17,76\pm 0,26$ ). Testování bylo realizováno ve čtyřech obdobích tréninkového cyklu: po skončení podzimního soutěžního období, na začátku a po skončení zimního přípravného období a v průběhu jarního soutěžního období.

Testování svalové síly flexorů a extenzorů kolene bylo provedeno pomocí izokinetického dynamometru ISOMED 2000. Měřeným parametrem pro výpočty H/Q poměrů byl PT. Zkrácení hamstringů bylo testováno testem extendované DK dle Kendalla et al. (1993) a objektivizováno pomocí diagnostického systému DTP-2.

Výsledky byly zpracovány Friedmanovou analýzou variance, Wilcoxonovým párovým testem a Spearmanovým korelačním koeficientem na hladině statistické významnosti  $p=0,05$ .

V průběhu vybraných období RTC nedošlo u sledovaného souboru fotbalistů k významným změnám klasického ani dynamického H/Q poměru. Doporučovaných hodnot poměrů sil kolenních flexorů a extenzorů fotbalisté dosáhli v soutěžním období, v přechodném a přípravném období bylo riziko vzniku zranění vyšší. Svalové zkrácení hamstringů bylo prokázáno ve všech vybraných obdobích u obou DKK, míra zkrácení se během RTC významně neměnila. Došlo však významné změně ( $p=0,02$ ) v bilaterálních rozdílech svalového zkrácení hamstringů v přechodném období. Vztah svalového zkrácení hamstringů a izokinetické síly kolenních flexorů a extenzorů nebyl této práci jednoznačně prokázán. U sledovaného souboru fotbalistů byl potvrzen výskyt dysbalance sil kolenních flexorů a extenzorů i svalové zkrácení hamstringů, jejich míra se však v průběhu vybraných období RTC výrazně neměnila. Proto by se dalo považovat za dostačující sledování těchto parametrů jedenkrát za jarní a podzimní sezónu, nejlépe na začátku přípravného období.

## 9 SUMMARY

The aim of this diploma thesis was to evaluate the level of strength imbalance in knee flexors (hamstrings) and extensors (quadriceps) and its changes in selected time-periods (RTC).

Theoretical part of the thesis brings together the learnings about the characteristics of soccer performance, physiology and kinesiology of soccer movements, training process, characteristics of skeleton muscles, it describes the most common muscle dysfunctions in motion system of a soccer player, explores the possibilities of their objectification, kinesiology and functional anatomy of knee and the structures ensuring its stability. Diagnostics is focused mainly on testing the strength of lower limbs (DK) with the use of isokinetic dynamometry.

The research part of the thesis describes the used methodology. The study group consisted of the soccer players of SK Sigma Olomouc ( $n=11$ , average age  $17,76\pm 0,26$ ). Testing was conducted in four selected periods of the training cycle: after finishing the autumn contest period, at the beginning and after the winter preparation period and during the spring contest period.

Testing of the muscle strength of the flexors and extensors of the knee was conducted with the use of the isokinetic dynamometer ISOMED 2000. The measured parameter for H/Q ratio calculations was PT. Shortening of hamstrings was tested by straight leg test according to Kendall et al. (1993) and evaluated with DPT-2 diagnostic system.

The results were processed with Friedman's variance analysis, Wilcoxon's couple test and Spearman's correlations coefficient at significance level of  $p=0,05$ .

There were no significant changes recorded in the classic nor dynamic H/Q ratio in the selected study group of soccer players. Recommended ratios of flexors and extensors powers were reached in the contest period, in the transition and preparation period the risk of injury occurrence was higher. The muscle shortening of hamstrings was proven in all selected time periods in both legs, the level of shortening was not changing significantly over the course of the training cycle RTC. In the transition period, however, there was a significant change ( $p=0,02$ ) in bilateral differences of muscle shortening of hamstrings. The relationship between the muscle shortening and the isokinetic strength of the knee flexors and extensors was not significantly proven by this research.

There was a proof of strength imbalance of knee flexors and extensors and muscle shortening of hamstrings in selected study group of soccer players, however there were no

significant changes of their level in selected periods of one year training cycle. Therefore it could be considered sufficient to measure these parameters just once in spring and autumn soccer season, preferably at the beginning of preparatory period.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Trolle, M., Bangsbo, J., & Klausen, K. (1996). Specificity of training velocity and training load on gains in isokinetic knee joint strength. *Acta Physiologica Scandinavia*, 156, 123-129.
- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Magnusson, S. P., Larsson, B., Dyhre-Poulsen, P. (1998). A new concept for isokinetic hamstring: quadriceps muscle strength ratio. *American Journal of Sports Medicine*, 26 (2), 231-7.
- Ageberg, E. (2002). Consequences of a ligament injury on neuromuscular function and relevance to rehabilitation - using the anterior cruciate ligament-injured knee as model. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 205-212
- Anonymous, (2012). *Injury prevention for runners*. Retrived 2. 11. 2012 from the World Wide Web: <http://coachgoodin.com/2012/09/12/injury-prevention-for-runners/>
- Askling, C., Saartok, T., Horstensson, A. (2006). Type of acute hamstring strain affects flexibility, strength, and time to return to pre-injury level. *British Journal of Sports Medicine*. 40 (1), 40-44.
- Ayala, F., De Ste Croix, M., Sainz de Baranda, P., & Santonja, F. (2012). Absolute Reliability of Hamstring to Quadriceps Strength Imbalance Ratios Calculated Using Peak Torque, Joint Angle-Specific Torque and Joint ROM Specific Torque Values. *International Journal of Sports Medicine*, 33, 1–8.
- Baechle, T., & Earle, R. (2008). *Essentials of Strength Training and Conditioning* (3rd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Bahr, R., Bizzini, M., Fuller, C.W., Graf-Baumann, T., Helsen, W., Kikendall, D., Marquardt, B. & Peterson, L. (2008). *Manuál fotbalové medicíny* (přeložil Jiří Chromiak). Praha: Olympia.
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.
- Bedřich, L. (2006). *Fotbal, rituální hra moderní doby* (1st ed.). Brno: Masarykova univerzita.
- Beránková, L., Grmela, R., Kopřivová, J., & Sebera, M. (2012). *Funkční poruchy pohybového aparátu*. Retrieved 23. 11. 2012 from the World Wide Web: <http://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/js12/ztv/web/pages/03-funkcni-poruchy-text.html>
- Bernaciková, M., Kapounková, K., & Novotný, J. (2010). *Fotbal*. Retrieved 5. 11. 2012 from the World Wide Web: <http://is.muni.cz/do/rect/el/estud/fsps/ps10/fyziol/web/sport/hry-fotbal.html>

- Botek, Z., Gába, A., Lehnert, M., Přidalová, M., Vařeková, R., Botek, M., & Langer, F. (2010). Kondice a tělesné složení u fotbalistů kategorie U19 před a po absolvování přípravného období. *Acta Universitatis Palackianae Olomouensis. Gymnica*, 40(2), 47-54.
- Brown, L. E. (2000). *Isokinetics in human performance*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Bursová, M. (2005). *Kompenzační cvičení*. (1st ed.). Praha: Grada Publishing.
- Bursová, M., Votík, J., & Zalabák, J. (2003). *Kompenzační cvičení pro fotbalisty* (1st ed.). Praha: Olympia.
- Buzek, M., Altman, Z., Bunc, V., Bursová, M., Janák, V., Kocourek, J., Ledvinka, K., Máhrová, A., Plachý, A., Pyšný, L., Šafaříková, J., Šeflová, I., Valášek, L., & Zahálka, F. (2007). *Trenér fotbalu „A“ UEFA licence*. Praha: Olympia.
- Cacek, J., & Grasgruber, P. (2008). *Sportovní geny* (1st ed.). Brno: Computer Press.
- Caine, D., & Maffulli, N., & Caine, C. (2008). Epidemiology of injury in child and adolescent sports: injury rates, risk factors, and prevention. *Clinical Sports Medicine*, 27, 19–50.
- Capko, J. (1998). *Základy fyziatrické léčby*. Praha: Grada Publishing.
- Cometti, G., Maffiuletti, N. A., Pousson, M., Chatard, J. C. & Maffulli, N. (2001). Isokinetic Strength and Anaerobic Power of Elite, Subelite and Amateur French Soccer Players. *International Journal of Sports Medicine*, 22, 45-51. Retrieved 1. 11. 2012 from the World Wide Web: <http://expertise-performance.u-bourgogne.fr/soccer.pdf>
- Coombs, R., & Garbutt, G. (2002). Developments in the use of the hamstring/quadriceps ratio for the assessment of muscle balance. *Journal of Sports Sciences and Medicine*, 1, 56-62.
- Croisier, J. L., Forthomme, B., Namurois, M. H., Vanderthommen, M., Crielaard, J. M. (2002). Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *American Journal of Sports Medicine*. 30 (2), 199-203
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- Dauty, M., Poriton-Josse, M., & Rochcongar, P. (2003). Identification of previous hamstring muscle injury by isokinetic concentric and eccentric torque measurement in elite soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, 11(3), 139–144.
- De Ste Croix, M. B. (2007). Advances in pediatric strength assessment: Changing our perspective on strength development. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6, 292–604.

- Dovalil, J., Choutka, M., Svoboda, B., Hošek, V., Perič, T., Potměšil, J., Vránová, J., & Bunc, V. (2009). *Výkon a trénink ve sportu* (3rd ed.). Praha: Olympia.
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics. muscle testing, interpretation and clinical applications* (2nd ed). London: Elsevier Health Science.
- Dvořák, R. (2003). *Základy kinezioterapie*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Dylevský, I., Druga, R., & Mrázková, O. (2000). *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada.
- Ekstrand, J., Hagglund, M., & Walden., M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *American Journal of Sports Medicine*, 39, 1226–1232. Retrieved 20. 11. 2012 from the World Wide Web: <http://bjsm.bmj.com/content/early/2012/10/25/bjsports-2012-091448.full>
- Eniseler, N., Şahan, Ç., Vurgun, H., & Mavi, H. F. (2012). Isokinetic Strength Responses to Season-long Training and Competition in Turkish Elite Soccer Players. *Journal of Human Kinetics*, 31, 159-168.
- Enoka, R., M. (1994). *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. Champaign: Human Kinetics.
- Fleck, S. J., & Kraemer, W. J. (1987). *Designing resistance training programs*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- 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.
- Gabbe, B. J., Finch, C. F., Bennell, K. L., & Wajswelner, H. (2005). Risk factors for hamstring injuries in community level Australian football. *British Journal of Sports Medicine* 39 (2), 106-110.
- Gajdosik, R. L., Rieck, M. A., Sullivan, D. K., & Wightman, S. E. (1993). Comparison of four clinical tests for assessing hamstring muscle length. *Journal of Orthopedics and Sports Physical Therapists*, 18, 614–618.
- Grygorowicz, M., Kubacki, J., Pilis, W., Gieremek, K., & Rzepka, R. (2010). Selected isokinetic tests in knee injury prevention. *Biology of Sport*, 27(1), 47-51.
- Hanzlová, J., & Hemza, J. (2009). *Základy anatomie pohybového ústojí*. Masarykova univerzita: Fakulta sportovních studií.
- Hartig, D. E., & Henderson, J. M. (1999). Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. *The American Journal of Sports Medicine*, 27, 173–176.

- Havlíčková, L. (2003). *Fyziologie tělesné zátěže* (2nd ed.). Praha: Karolinum, Univerzita Karlova.
- Hawkins, R., D., Hulse, M., A., Wilkinson, C., Hodson A., & Gibson M. (2001). The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *British Journal of Sports Medicine*, 35 (1), 43-47. Retrieved 11. 11. 2012 from the World Wide Web: <http://bjsm.bmj.com/content/35/1/43.full.pdf>
- Hendl, J. (2004). *Přehled statistických metod zpracování dat: analýza a metaanalýza dat*, Praha: Portál.
- Hoff, J., & Helgerud, J. (2004). Endurance and strength training for soccer players: physiological considerations. *Sports Medicine*, 34(3), 165-180.
- Hohmann, A., Lames, M., & Letzelter, M. (2010). *Úvod do sportovního tréninku*. Prostějov: Sdružení sport a věda.
- Hoppenfeld, S. (1976). *Physical examination of the spine and extremities*. Norwalk: Appleton Century Crofts.
- Hošek, P. (1996). *Praktická cvičení z tělovýchovného lékařství* (2nd. Ed.). Plzeň: Západočeská univerzita.
- Hošková, B., & Matoušová, M. (2007). *Kapitoly z didaktiky zdravotní tělesné výchovy*. (2nd ed.). Praha: Karolinum.
- Houweling, T., A., Head, A., & Hamzeh, M. A. (2009). Validity of Isokinetic testing for previous injury detection in soccer players. *Isokinetic and Exercise Science*, 17 (4), 213-220.
- Chan, K. M., & Maffuli, N. (1996). *Principles and practice of isokinetics in sports medicine and rehabilitation*. Hong Kong: William & Wilkins Asia-Pacific Ltd.
- Janda, V. (1982). *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: ÚDVSZP
- Janda, V. (1999). Ke vztahům mezi strukturálním a funkčními změnami pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 6-8.
- Janda, V., Herbenová, A., Jandová, J., & Pavlů, D. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada Publishing.
- Janura, M. (2004). *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.



- Jonhagen, S., Nemeth, G., Eriksson, E. (1994). Hamstring injuries in sprinters. The role of concentric and eccentric hamstring muscle strength and flexibility. *The American Journal of Sports Medicine*, 22 (2), 262-266.
- Kannus, P. (1994). Isokinetic Evaluation of muscular performance: Implications for muscle testing and rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine*, 15 (1), 11-18.
- Kapandji, I. A. (2002). *The Physiology of the Joints. Volume Two, Lower Limb* (5th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kellis, S., Gerodimos, V., Kellis, E., & Manoua, V. (2001). Bilateral isokinetic concentric and eccentric strength profiles of the knee extensors and flexors in young soccer players. *Isokinetics and Exercise Science*, 9, 31-39.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (1993). *Muscles testing and function*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kittnar, O., Jandová, K., Kurišćák, E., Langmeier, M., Marešová, D., Mlček, M., Mysliveček, J., Pokorný, J., Riljak, V., & Trojan, S. (2011). *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Kolář, P. (Ed.). (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 152-164.
- Kolisko, P. et al. (2005). *Hodnocení tvaru a funkce páteře s využitím diagnostického systému DTP-1,2*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Kostková, J., Mihule, J., Šťastná, D., & Wálová, Z. (1990). *Rytmičká gymnastika*. (1st ed.). Praha: Olympia.
- Kramer, J. F., Nusca, D., Fowler, P., & Webster-Bogaert, S. (1993). Knee Flexor and extensor strength during concentric and eccentric muscle actions after anterior cruciate ligament reconstruction using semitendinosus tendon and ligament augmentation device. *American Journal of Sports Medicine*, 21 (2), 285-291, Retrieved 10. 11. 2012 from the World Wide Web: <http://ajs.sagepub.com/content/21/2/285.full.pdf+html>
- Krames, Ch. (1999). *Knee joint*. Retrieved 1. 11. 2012 from the World Wide Web: <http://www.coachroblowe.com/injuries-lower-knee-joint-picture.htm>
- Krejčí, J., Salinger, J., Kolisko, P., Štěpaník, P., & Novotný, J. (2004). Využití diagnostického systému DTP-2 v kinantropologii. *Tělesná kultura*, 29 (1), 98-106.
- Kucera, K. L., Marshall, S. W., Kirkendall, D. T., Marchak, P. M. & Garrett, W. E. (2005). Injury history as a risk factor for incident injury in youth soccer. *British Journal of*

- Sports Medicine*, 39 (7), 462-466. Retrieved 11. 11. 2012 from the World Wide Web: <http://bjsm.bmj.com/content/39/7/462.full.pdf>
- Kučera, A., Krůta, T., Mahr, E., Kádner, P., Kynčl, M., Hříbal, Z. (2011). Poranění svalů zadní skupiny stehna u sportovců, diagnostika a léčba, *Medicina Sportiva Bohemica & Slovaca*, 20 (3), 144–157.
- Langmeier, M., Kittnar, O., Marešová, D., & Pokorný, J. (2009). *Základy lékařské fyziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Lehance, C., Binet, J., Bury, T., & Croisier, J. L. (2009). Muscular strength, functional performances and injury risk in professional and junior elite soccer players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sport*, 19 (2), 243-251.
- Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Langer, F., & Botek, M. (2010). *Trénink kondice ve sportu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika.
- MacAuley, D. (2007). *Oxford Handbook of Sport and Exercise Medicine*. Oxford: Oxford University Press.
- Malý, T., Zahálka, F. & Malá, L. (2010). Isokinetic strength, ipsilateral and bilateral ratio of peak muscle torque in knee flexors and extensors in elite young soccer players. *Acta Kinesiologica*, 4(2), 17-23.
- Manning, M. R., & Levy, R. S. (2006). Soccer. *Physical medicine and rehabilitation clinics of north america*, 17, 677-695. Retrived 12. 11. 2012 from World Wide Web: [http://www.med.nyu.edu/pmr/residency/resources/PMR%20clinics%20NA/PMR%20clinics%20NA\\_sports%20med/soccer.pdf](http://www.med.nyu.edu/pmr/residency/resources/PMR%20clinics%20NA/PMR%20clinics%20NA_sports%20med/soccer.pdf)
- Mayer, M. (2004). Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 11 (3), 111-117.
- Mayer, M., & Smékal, D. (n. d.). Neuromuskulární kontrola a rehabilitace u lézí předního zkříženého vazů. Retrived 10. 11. 2012 from World Wide Web: <http://www.ftk.upol.cz/dokumenty/kfa/rehabilitace.doc>
- Metaxas, T. I., Koutlianos, N., Sendelides, T., & Mandroukas, A. (2009). Preseason physiological profile of soccer and basketball players in different divisions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(6), 1704-1713.
- Měkota, K., & Novosad, J. (2005). *Motorické schopnosti*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Morrow, J. R., Jackson, A. W., Disch, J. G., & Mood, D. P. (2005). *Measurement and evaluation in human performance*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Mueller-Wohlfahrt, H. W., Haensel, L., Mithoefer, K., Ekstrand, J., English, B., McNally, S., Orchard, J., et al. (2012). Terminology and classification of muscle injuries in sport: The Munich consensus statement, *British Journal of Sports Medicine*, 0, 1-9. Retrieved 15. 11. 2012 from the World Wide Web:  
<http://bjsm.bmj.com/content/early/2012/10/25/bjsports-2012-091448.full.pdf+html>
- Mujika, I., & Padilla, S. (2000). Detraining: Loss of training-induced physiological and performance adaptations. Part II. *Sports Medicine*, 30(3), 145-154.
- Murray, K. J. (2006). Hypermobility disorders in children and adolescent. *Best Practice and Research Clinical Rheumatology*, 20 (2), 329-351.
- Nápravník, Č. (1987). *Lékař a kopaná* (1st ed.). Praha: Olympia.
- Norris, C. M. (2000). *Back stability*. Champaign: Human Kinetics.
- Novotný, J. (2009). *Zátěžové testy*. Kapitoly sportovní medicíny. Fakulta sportovních studií MU. Retrieved 10. 10. 2012 from the World Wide Web: <http://is.muni.cz/do/fsp/s/e-learning/kapitolysportmed/pages/18-11-zatezove-testy.html>
- Nunome, H., Asai, T., & Ikegami, Y. (2002). Threedimensional kinetic analysis of in-side and instep soccer kicks. *Medicine and science in sport and Exercise* 34, 2028-2036.
- Nýdrle, M. & Veselá, H., (1992). *Jedna kapitola ze speciální rehabilitace poranění kolenního kloubu* (1st ed.). Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Perič, T., & Dovalil, J. (2010). *Sportovní trénink*. Praha: Grada.
- Placheta, Z., Siegelová, J., & Štejfá, M. (1999). *Zátěžová diagnostika v ambulantní a klinické praxi* (1st. ed.). Praha: Grada Publishing
- Poděbradský, J., & Vařeka, I. (1998). *Fyzikální terapie*. Praha: Grada Publishing.
- Procházka, J. H. (2011). *Síla izokinetické kontrakce kolenních flexorů a extenzorů u juniorských fotbalistů*. Diplomová práce, Olomouc: Univerzita Palackého. Fakulta tělesné kultury.
- Psotta, R. (2003). *Analýza intermitentní pohybové aktivity*. Praha: Karolinum, Univerzita Karlova.
- Psotta, R., Bunc, V., Mahrová, A., Netscher, J., & Nováková, H. (2006). *Fotbal – kondiční trénink*. Praha: Grada.

- Riegerová, J., Přidalová, M., & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu (příručka funkční antropologie)*. Olomouc: Hanex.
- Rokyta, R., Bernášková, K., Franěk, M., Kříž, N., Paul, T., Pekárková, I., Pometlová, M., Stančák, A., Šlamberová, R., Šulc, J., Vaculín, Š., & Yamamotová, A. (2008). *Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, ošetrovatelství, přírodovědných, pedagogických a tělovýchovných oborech*. Praha: ISV.
- Rolls, A., & George, K. (2004). The relationship between hamstring muscle injuries and hamstring muscle length in young elite footballers. *Physical Therapy in Sport, 5*, 179–187.
- Rosene, J. M., Fogarty, T. D., & Mahaffey, B. L. (2001). Isokinetic Hamstrings to Quadriceps Ratios in Intercollegiate Athletes. *Journal of Athletic Training, 36* (4), 378-383. Retrieved 10. 11. 2012 from the World Wide Web: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC155432/pdf/attr\\_36\\_04\\_0378.pdf](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC155432/pdf/attr_36_04_0378.pdf)
- Sekir, U., Arabaci, R., Akova, B., Kadagan, S. M. (2010). Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 20* (2), 268-281. Retrieved 1. 12. 2012 from the World Wide Web: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1600-0838.2009.01058.x/pdf>
- Shumway-Cook, J., & Woollacott, M. (2011). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Schlinkman, B. (1984). Norms for High School Football Players Derived from Cybex Data Reduction Computer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 5* (5), 243-254. Retrieved 21. 11. 2012 from the World Wide Web: <http://jospt.org/members/getfile.asp?id=3984>
- Schmid, S., & Alejo, B. (2002). *Complete conditioning for soccer*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Smejkal, J., & Rudzinskyj, I. (1999). *Kulturistika pro všechny* (1st ed.). Pardubice: Svět kulturistiky.
- Smith, D., & Bruce-Low, S. (2005). *Strength training for soccer players: a reply to Hoff and Helgerud*. Retrieved 28. 10. 2012 from the World Wide Web: [http://www.skautingtimdif.rs/biblioteka\\_trening/Strength%20training%20for%20soccer%20players.pdf](http://www.skautingtimdif.rs/biblioteka_trening/Strength%20training%20for%20soccer%20players.pdf)

- Stejskal, P. (2002). *Trénink v oblasti přetížení a možné důsledky. Možnosti časné diagnostiky a prevence přetrénování a optimalizace tréninku*. In D. Tomajko (Ed.), Sborník referátů ze 4. mezinárodního vědeckého semináře – Efekty pohybového zatížení v edukačním prostředí tělesné výchovy a sportu (pp. 333-359). Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.
- Stolen, T., Chamari, K., Castagna, C., & Wisloff, U. (2005). Physiology of soccer. *Sports Medicine*, 35(6), 501-536. Retrieved 29. 10. 2012 from EBSCO database on the World Wide Web: <http://web.ebscohost.com/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=27&hid=125&sid=74b9b371-38ce-4c5e-9b62-d09c526b6622%40sessionmgr113>
- Stratton, G., Jones, M., Fox, K. R., Tolfrey, K., Harris, J., Maffulli, N., Lee, M., & Frostick, P. (2004). Bases position statement on guidelines for resistance exercise in young people. *Journal of Sports Science*, 22, 383-390.
- Stuchlík, P. (2011). *Hodnocení vlivu vybraných direktivních technik na svalové zkrácení hamstringů u fotbalistů ve věkových kategoriích 16-19 let*. Diplomová práce, Olomouc: Univerzita Palackého. Fakulta tělesné kultury.
- Tichý, M. (2009). *Dysfunkce kloubu VII. - Řetězení a viscerovertebrální vztahy*. Praha: Miroslav Tichý.
- Tourny-Chollet, C., Leroy, D., Léger, H., & Beuret-Blanquart, F. (2000). Isokinetic knee muscle strength of soccer players according to their position. *Isokinetics and Exercise Science*, 8, 187-193.
- Travell, J. G., & Simons, D. G. (1993). *Myofascial Pain and Dysfunction*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J. & Votava, J. (2005). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka* (3rd ed.). Praha: Grada Publishing.
- Vařeková, R., & Vařeka, I. (2005). Svalové dysbalance ve vztahu k pohlaví, věku a tělesné konstituci u dětí školního věku. *Rehabilitácia*, 2, 95-101.
- Vaverka, F. (1997). *Základy biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palckého.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie – Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Votík, J. (2005). *Trenér fotbalu „B“ UEFA licence*. Praha: Olympia.
- Votík, J. (2003). *Fotbal: Trénink budoucích hvězd* (1st ed.). Praha: Grada Publishing
- Weineck, J. (1996). *Rozvoj silových schopností. Fotbal a trénink* (1st ed.). Praha: Olympia.

- Willmore, J. H., Costill, D. L., & Kenney, W. L. (2008). *Physiology of sport and exercise* (4th ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Wong, P., & Hong, Y. (2005). Soccer injury in the lower extremities. *British Journal of Sports Medicine, 39*, 473-482.
- Woods, C., Hawkins, R. D., Maltby, S., Hulse, M., Thomas, A., Hodson, A. (2004). The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football – analysis of hamstring injuries. *British Journal of Sports Medicine, 38* (1), 36-41.
- Worrell, T. W., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., & Gieck, J. H. (1991). Comparison of isokinetic strength and flexibility measures between hamstring injured and non-injured athletes. *Journal of Orthopedics and Sports Physical Therapy, 13*, 118-125.
- Worrell, T. W., & Perrin, D. H. (1992). Hamstring muscle injury: The influence of strength, flexibility, warm-up, and fatigue. *Journal of Orthopedics and Sports Physical Therapy, 16*, 12-18. Retrieved 15. 11. 2012 from the World Wide Web: [http://libres.uncg.edu/ir/uncg/f/d\\_perrin\\_hamstring\\_1992.pdf](http://libres.uncg.edu/ir/uncg/f/d_perrin_hamstring_1992.pdf)
- Wrigley, T., & Strauss, G. (2000). Strength assessment by isokinetic dynamometry. In C. J. Gore (Eds). *Physiological Tests for Elite Athletes* (pp. 155–199). Human Kinetics, Champaign, IL.
- Zahálka, F., Hanuš, P., Malý, T., Buzek, M., Hráský, P., Malá, L., & Gryc, T. (2010). Analýza pohybu hráče fotbalu při kopu do míče. *The Scientific Journal for Kinanthropology, 2*, 69-76.
- Zaciorskij, V. (1995). *Science and practice of strenght training*. Champaign: Human Kinetics.
- Zatsiorski, V. M., & Kramer, W. J. (2006). *Science and practice of strength training* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Zebis, M. K., Andersen, L. L., Ellingsgaard, H., & Aagaard, P. (2011). Rapid hamstring/quadriceps force capacity in male vs. Female elite soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research, 25* (7), 1989-1993.

## 11 PŘÍLOHY

**Příloha 1.** Absolutní hodnoty peak torque v 1. a 2. měření (n=11)

Charakteristika	1. měření			2. měření		
	M	Mdn	SD	M	Mdn	SD
PDK-PTcon-F	134,64	132,00	23,71	138,91	133,00	19,99
PDK-PTcon-E	233,55	220,00	30,62	234,73	226,00	31,64
LDK-PTcon-F	139,18	136,00	22,08	137,09	130,00	20,37
LDK-PTcon-E	233,46	219,00	38,15	233,46	232,00	34,26
PDK-PTexc-F	275,36	262,00	65,43	286,18	282,00	64,46
PDK-PTexc-E	145,91	145,00	32,81	151,27	153,00	33,11
LDK-PTexc-F	283,00	259,00	59,57	284,73	258,00	65,33
LDK-PTexc-E	143,18	126,00	41,03	142,27	123,00	36,17

Vysvětlivky:

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; PDK – pravá dolní končetina LDK – levá dolní končetina, PTcon – peak torque koncentrický, PTexc – peak torque excentrický, F – flexe, E – extenze.

**Příloha 2.** Absolutní hodnoty peak torque v 3. a 4. měření (n=11)

Charakteristika	3. měření			4. měření		
	M	Mdn	SD	M	Mdn	SD
PDK-PTcon-F	142,18	129,00	24,98	153,00	142,00	29,06
PDK-PTcon-E	235,82	244,00	35,48	239,82	238,00	35,26
LDK-PTcon-F	138,46	133,00	19,62	146,36	145,00	24,40
LDK-PTcon-E	239,00	237,00	33,67	230,18	238,00	36,51
PDK-PTexc-F	285,27	277,00	55,24	290,27	274,00	65,69
PDK-PTexc-E	157,82	157,00	29,30	173,27	165,00	43,03
LDK-PTexc-F	271,82	255,00	52,61	279,09	259,00	70,48
LDK-PTexc-E	144,18	138,00	29,44	152,55	144,00	32,97

Vysvětlivky:

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; PDK – pravá dolní končetina LDK – levá dolní končetina, PTcon – peak torque koncentrický, PTexc – peak torque excentrický, F – flexe, E – extenze.

**Příloha 3.** Hodnoty klasického a DCR H/Q poměru v 1. a 2. měření (n=11)

Charakteristika	1. měření			2. měření		
	M	Mdn	SD	M	Mdn	SD
PDK- H/Q	0,58	0,57	0,08	0,59	0,59	0,05
LDK- H/Q	0,60	0,57	0,09	0,59	0,57	0,05
PDK-DCR	0,62	0,64	0,11	0,64	0,63	0,11
LDK-DCR	0,61	0,58	0,13	0,60	0,63	0,09

Vysvětlivky:

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, H/Q – klasický poměr flexorů a extenzorů, DCR – dynamický poměr flexorů a extenzorů.

**Příloha 4.** Hodnoty klasického a DCR H/Q poměru v 3. a 4. měření (n=11)

Charakteristika	3. měření			4. měření		
	M	Mdn	SD	M	Mdn	SD
PDK-H/Q	0,61	0,60	0,07	0,64	0,63	0,05
LDK-H/Q	0,58	0,57	0,05	0,64	0,63	0,07
PDK-DCR	0,67	0,66	0,08	0,72	0,71	0,14
LDK-DCR	0,60	0,60	0,07	0,67	0,65	0,11

Vysvětlivky:

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka;  
 PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina,  
 H/Q – klasický poměr flexorů a extenzorů, DCR – dynamický poměr flexorů a extenzorů.

**Příloha 5.** Hodnoty DTP (n=11)

Charakteristika	1. měření			2. měření		
	M	Mdn	SD	M	Mdn	SD
PDK-DTP-ak	83,22	84,00	8,69	84,91	86,00	6,80
LDK-DTP-ak	80,33	83,00	9,57	80,64	81,00	6,31

Vysvětlivky:

M – aritmetický průměr; Mdn – medián; SD – směrodatná odchylka; PDK – pravá dolní končetina, LDK – levá dolní končetina, DTPak – aktivní rozsah pohybu do FL v kyčelním kloubu,



**Příloha 6. Hodnoty DTP (n=11)**

Charakteristika	3. měření			4. měření		
	M	Mdn	SD	M	Mdn	SD
PDK-DTP-ak	82,45	83,00	6,39	82,09	83,00	4,89
LDK-DTP-ak	80,82	84,00	5,78	79,00	81,00	4,82

Vysvětlivky:

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; DTPak – aktivní rozsah pohybu do FL v kyčelním kloubu.

**Příloha 7. Korelace mezi mírou svalového zkrácení a hodnotami poměru DCR na PDK a LDK v jednotlivých měřeních (n=11)**

Charakteristika	1. měření	2. měření	3. měření	4. měření
	r	r	r	r
	p	p	p	p
PDK-DTPak & PDK-DCR	0,28	-0,20	-0,36	-0,49
	0,47	0,62	0,27	0,13
LDK-DTPak & LDK-DCR	0,34	0,29	-0,28	-0,33
	0,38	0,38	0,41	0,32

Vysvětlivky:

PDK – pravá dolní končetina; LDK – levá dolní končetina; DTPak – aktivní rozsah pohybu do FL v kyčelním kloubu; PTcon – peak torque koncentrický; PTexc – peak torque excentrický; r – Spearmanův korelační koeficient; p – hladina statistické významnosti; Statisticky významné hodnoty \*  $p < 0,05$ .

## Příloha 8.

### Vyjádření Etické komise FTK UP

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého,  
tř. Míru 115, Olomouc



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

Na základě žádosti ze dne 11. 4. 2011 byl projekt výzkumu autora doc. PaedDr. Michala Lehnerta, Dr. s názvem

#### **Kondice a její změny v průběhu ročního tréninkového cyklu u juniorských fotbalistů**

(Výzkum je součástí projektu „Limity vývoje svalových funkcí u prepubescentů a adolescentů“ spadajícího do výzkumné priority FTK UP „Motorika, pohybová aktivita, tělesná zátěž a výkonnost.“)

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem 21/2011, dne: 15. 4. 2011.

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

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

za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.

razítko fakulty

předsedkyně

## **Příloha 9. Informovaný souhlas o provedení testování**

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI – FAKULTA TĚLESNÉ KULTURY

### **INFORMOVANÝ SOUHLAS**

Dysbalance síl kolenních flexorů a extenzorů jako indikátor rizika zranění a její změny v průběhu ročního tréninkového cyklu u adolescentních fotbalistů.

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

Já, níže podepsaný, souhlasím s mou účastí ve studii a potvrzuji, že jsem byl seznámen s jejím obsahem a se všemi jejími náležitostmi. Má účast na projektu je dobrovolná a není spojena s poskytnutím žádné odměny. Souhlasím s anonymním užitím zjištěných výsledků k vědeckým účelům. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrností dle platných zákonů ČR. Podle svého subjektivního názoru jsem zdravý a nemám proto závažný důvod, pro který bych se nemohl měření zúčastnit. Z účasti na projektu mohu kdykoliv odstoupit.

Podpis účastníka:

Datum:

Podpis řešitele pověřeného touto studií:

Datum:

**Příloha 10.** Izokinetický dynamometr IsoMed 2000



**Příloha 11.** Hlava dynamometru a rameno páky dynamometru

