

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

Hodnocení kineziologických a dynamických funkcí kolenního  
kloubu u profesionálních fotbalistů a následná doporučení  
kompenzačních cvičení

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Lukáš Landovský, fyzioterapie  
Vedoucí práce: Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Olomouc 2022



**Jméno a příjmení:** Bc. Lukáš Landovský

**Název diplomové práce:** Hodnocení kineziologických a dynamických funkcí kolenního kloubu u profesionálních fotbalistů a následná doporučení kompenzačních cvičení

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2022

**Abstrakt:** Svalová síla dynamických stabilizátorů kolenního kloubu má zásadní roli pro výkon a prevenci bezkontaktního poranění u profesionálních fotbalistů a její hodnocení by mělo být běžnou součástí terénní testovací baterie během sezóny. Cílem této diplomové práce bylo hodnocení rozsahu pohybu a izometrické svalové síly flexorů a extenzorů opakovaně zatěžovaného kolenního kloubu dominantní i nedominantní končetiny u profesionálních fotbalistů. Výzkumný soubor tvořilo 15 profesionálních fotbalistů SK Sigma Olomouc (průměrný věk  $20,46 \pm 2,03$ ) a kontrolní skupinu 15 studentů FTK UPOL (průměrný věk  $20,87 \pm 1,13$ ) věnujících se sportu pouze rekreačně. Aktivní rozsah pohybu v koleni byl měřen pomocí goniometrie a izometrická svalová síla flexorů a extenzorů kolenního kloubu s využitím ručního dynamometru Lafayette manual test system. Svalová síla byla měřena v  $90^\circ$  a  $30^\circ$  flexi kolenního kloubu. Porovnáván byl celkový rozsah pohybu v koleni, maximální izometrická svalová síla flexorů a extenzorů kolene a H/Q<sub>IZO</sub> poměr. Vybrané parametry byly porovnávány mezi dominantní a nedominantní končetinou u fotbalistů a mezi fotbalisty a kontrolní skupinou.

Výsledky neprokazují statisticky významné rozdíly v žádném ze sledovaných parametrů mezi dominantní a nedominantní končetinou u fotbalistů. Statisticky významné rozdíly byli na hladině  $p < 0,05$  zjištěny v maximální síle flexorů a extenzorů dominantní i nedominantní končetiny ve prospěch fotbalistů. Dále byly mezi fotbalisty a kontrolní skupinou nalezeny statisticky signifikantní rozdíly v H/Q<sub>IZO</sub> poměru, a to v nastavení kolenního kloubu  $30^\circ$  flexe a ve funkčním nastavení  $30^\circ$  flexe a  $90^\circ$  extenze.

Závěrem jsou v příloze na základě pilotního měření dat a dostupných poznatků v odborné literatuře navrženy vybrané cviky pro kompenzaci zatížení a primární prevenci poranění kolenního kloubu u fotbalistů.

**Klíčová slova:** fotbal, izometrická svalová síla, kolenní kloub, ruční dynamometr

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci služeb knihovny.

**Name and surname:** Bc. Lukáš Landovský

**Diploma thesis title:** Assessment of functional kinesiology and dynamics of the knee joint in professional footballers and follow-up recommendations for compensation exercises

**Department:** Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacký University Olomouc

**Diploma thesis supervisor:** Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

**Diploma thesis presentation year:** 2022

**Abstract:** The sufficient and functionally balanced muscle strength of dynamic stabilisers of the knee joint plays a fundamental role in performance and prevention of non-contact injury in professional footballers and their assessment could become a routine part of field tests during a season. The objective of the thesis was to assess the range of motion and muscle strength of flexors and extensors of a repeatedly strained knee joint of a dominant and non-dominant limb in professional footballers. The cohort consisted of 15 professional footballers of SK Sigma Olomouc football club (average age  $20.46 \pm 2.03$ ) and a control group of 15 students of the Faculty of Physical Culture of Palacký University Olomouc (average age  $20.87 \pm 1.13$ ) engaged in performance sport. The active range of motion in the knee was measured using goniometry and the isometric muscle strength of flexors and extensors of the knee joint of the dominant and non-dominant limb using a Lafayette hand-held dynamometer (manual muscle tester). The muscle strength was measured at a  $90^\circ$  and  $30^\circ$  position of the knee joint. The range of motion in the knee was compared with maximal isometric muscle strength reached after 5 seconds of contraction and the H/Q<sub>IZO</sub> ratio.

The results did not show any significant differences in none of the parameters monitored between the dominant and non-dominant limb in the footballers. Statistically significant differences were found at the level ( $p < 0.05$ ) in the maximal strength of the flexors and extensors of the dominant and non-dominant limbs in favour of the footballers. Significant differences in the H/Q<sub>IZO</sub> ratio were found between the footballers and the control group in the position of the knee joint at  $30^\circ$  flexion and in the functional extension at  $30^\circ$  flexion and  $90^\circ$  extension.

In conclusion, selected strain compensation exercises and primary prevention of knee joint injury in footballers were recommended in the appendix based on a pilot data measurement test and findings available in scientific literature.

**Keywords:** football, isometry, knee joint, hand-held dynamometer

I give consent to the lending of the diploma thesis as part of the library services.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Jarmily Štěpánové, Ph.D. a uvedl všechny použité literární, odborné zdroje a řídil se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne 20. 04. 2022

.....

Děkuji Mgr. Jarmile Štěpánové, Ph.D. za cenné rady, pomoc při měření a vedení mé diplomové práce. Děkuji také RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistickou analýzu dat a v neposlední řadě hráčům z SK Sigma Olomouc za jejich čas a ochotu při spolupráci.

## OBSAH

<b>1 ÚVOD</b> .....	<b>11</b>
<b>2 PŘEHLED POZNATKŮ</b> .....	<b>12</b>
2.1 Biomechanika kolenního kloubu .....	12
2.1.1 Kineziologie kolenním kloubu.....	13
2.1.2 Dynamika vazů .....	14
2.2 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu .....	15
2.2.1 Analýza svalových souher dolní končetiny .....	18
2.2.2 Svalová síla flexorů a extenzorů kolenního kloubu.....	20
2.2.3 Poměr síly hamstringů a m. QF (H/Q).....	22
2.3 Fotbal .....	24
2.3.1 Základní charakteristika.....	24
2.3.2 Analýza kopu přímým nártem.....	25
2.3.2.1 Funkce myofasciálních řetězců.....	27
2.3.2.2 Aktivita flexorů a extenzorů KOK při kopu přímým nártem.....	29
2.3.3 Změny a adaptace pohybového aparátu u fotbalistů.....	30
2.3.4 Incidence poranění dolní končetiny ve fotbale .....	32
2.3.5 Rizikové faktory a prevence poranění ve fotbale.....	34
2.3.6 Cviky pro kompenzaci a primární prevenci poranění DK ve fotbale	36
<b>3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY</b> .....	<b>39</b>
3.1 Hlavní cíl.....	39
3.2 Dílčí cíle .....	39
3.3 Výzkumné otázky .....	39
<b>4 METODIKA</b> .....	<b>40</b>
4.1 Charakteristika výzkumného souboru.....	40
4.2 Sběr a zpracování dat .....	40
4.2.1 Goniometrie .....	41



4.2.2 Ruční dynamometrie .....	42
4.3 Statistické zpracování dat.....	44
<b>5 VÝSLEDKY .....</b>	<b>45</b>
5.1 Výsledky k výzkumné otázce V <sub>1</sub> .....	45
5.2 Výsledky k výzkumným otázkám V <sub>2a</sub> a V <sub>2b</sub> .....	46
5.3 Výsledky k výzkumným otázkám V <sub>3a</sub> a V <sub>3b</sub> .....	48
5.4 Výsledky k výzkumným otázkám V <sub>4a</sub> a V <sub>4b</sub> .....	52
<b>6 DISKUZE.....</b>	<b>57</b>
6.1 Diskuze k vybraným výzkumným otázkám.....	59
6.1.1 Výzkumné otázky V <sub>2a</sub> a V <sub>2b</sub> .....	59
6.1.2 Výzkumné otázky V <sub>4a</sub> a V <sub>4b</sub> .....	60
6.2 Limity studie .....	61
<b>7 ZÁVĚR.....</b>	<b>63</b>
<b>8 SOUHRN.....</b>	<b>64</b>
<b>9 SUMMARY .....</b>	<b>65</b>
<b>10 REFERENČNÍ SEZNAM.....</b>	<b>67</b>
<b>11 PŘÍLOHY .....</b>	<b>78</b>

## SEZNAM ZKRATEK

ACL	ligamentum cruciatum anterius
c.	caput
DDK	dominantní dolní končetina
DK/DKK	dolní končetina / dolní končetiny
HHD	handheld dynamometer/ ruční dynamometr
IK	izometrická kontrakce
IZO	izometrie
KOK	kolenní kloub
KYK	kyčelní kloub
LDK/ PDK	levá dolní končetina / pravá dolní končetina
lig.	ligamentum
LCL	ligamentum collaterale laterale
m.	musculus
mm.	musculi
MCL	ligamentum collaterale mediale
NDK	nedominantní dolní končetina
NMT	neuromuskulární trénink
PCL	ligamentum cruciatum posterius
QF	quadriceps femoris
ROM	rozsah pohybu

## 1 ÚVOD

Fotbal je vysoce komplexní sport ovlivněný mnoha fyzickými, psychologickými, taktickými a technickými faktory. Většina hry se odehrává v nižší intenzitě, ale nejvýznamnější částí hry, především vytváření brankových příležitostí a střílení branek vyžaduje vysoce intenzivní úsilí. Proto pokud jde o základní fyzické komponenty, jsou výbušnost a síla považovány za velmi důležité parametry. Z tohoto důvodu je hodnocení svalové síly běžnou součástí testovacích baterií ve fotbalových klubech (Paul & Nassis, 2015).

V českých fotbalových klubech hrajících nejvyšší soutěž je většinou praxí testování na začátku letního a zimního přípravného období. Testování probíhá v laboratorních podmínkách a zaměřuje se na oblast zdravotní, preventivní a výkonnostní. Zatímco terénní testování hráčů během sezóny ještě zcela běžnou praxí není.

Terénní testy jsou však plnohodnotným nástrojem k hodnocení a sledování výkonnostních charakteristik fotbalových hráčů. Umožňují posuzovat více jednotlivců současně, nevyžadují drahé vybavení, jsou snadno dostupné a proveditelné v praxi. Kromě toho lze v rámci jednoho dne provést komplexní testovou baterii v terénu, která je relevantní pro různé fyzické požadavky fotbalu. Díky vyšším fyzickým nárokům v současném soutěžním fotbale se více zájmu ubírá směrem k výbušné a svalové síle dolních končetin (Dugdale et al., 2018).

Ve fotbale je klíčová síla flexorů a extenzorů kolena. Důležitá je jednak pro výkon na hřišti, ale také jako významný prvek v prevenci poranění. Pro snadné a reprodukovatelné měření svalové síly potřebují mít vyšetřující spolehlivé nástroje. Za zlatý standard je v současné době považován izokinetický koncept testování svalové síly, zejména pro svou dobře zavedenou validitu a reprodukovatelnost. Avšak náklady na pořízení a údržbu, čas potřebný k provedení tohoto vyšetření a také absence přenositelnosti mohou omezit jeho využití. Naopak ruční dynamometry (HHD) se vyznačují nízkou cenou, přenosným designem a rychlým sběrem dat. Ze svých prozatímních zkušeností s fyzioterapií ve fotbalových klubech se domnívám, že by se HHD mohly dobře uplatnit v testovacích bateriích využívaných během sezóny.

Tato diplomová práce se zabývá testováním svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu pomocí Lafayette manual test system u profesionálních fotbalistů a snaží se zjistit, zda je tato metoda využitelná pro hodnocení dynamických parametrů u fotbalistů v klinické praxi.

## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Biomechanika kolenního kloubu

Kolenní kloub (KOK) je nejsložitějším a největším kloubem v lidském těle. Je zodpovědný za zajištění pohybu při zachování stability při statických a dynamických činnostech. Rovnováhu mezi pohybem a stabilitou zajišťuje interakce kostí, silných kolaterálních a intrakapsulárních vazů, kloubního povrchu a pouzdra, menisků a okolního svalstva (Hassebrock et al., 2020).

V KOK artikulují femur, tibia a patela. Hlavici kloubu tvoří dva kondyly femuru. Laterální je menší a anatomicky více postavený v sagitální rovině. Mediální je větší a konverguje směrem k laterálnímu kondylu. Oba kondyly jsou na anteriorní straně spojeny kloubní plochou pro kontakt s patelou, což je sezamská kost artikulující pouze s femurem. Kloubní jamku utváří na proximálním konci tibiální plató (Dylevský, 2009).

Kontaktní plocha na mediálním kondylu tibie je spíše oválná a konkávní, zatímco v případě laterálního kondylu je okrouhlá a plochá. Nerovnosti mezi kloubními plochami vyrovnávají menisky, které tak zároveň kryjí většinou kloubní plochy (Kapandji, 2011; Kolář, c2009).

Menisky jsou vazivově chrupavčité ploténky pokrývající většinu plochy tibiálních kondylů. Jejich jedinečné vlastnosti hrají zásadní roli v biomechanice kolenního kloubu. Mezi jejich primární funkce patří zlepšení kongruity a stability kloubu, přenos zátěže a tlumení nárazů. Dále hrají roli v propriocepci a lubrikaci kloubu. Laterální meniskus má tvar písmene C a pokrývá 75–93 % plochy laterálního kondylu. Mediální meniskus má poloměsíčitý tvar a pokrývá plochu mediálního kondylu z 51–74 % (Palastanga & Soames, 2012).

Tím, že absorbují část zátěže chrání kloubní chrupavku a subchondrální kost. Ve stoji při extendovaném KOK přenášejí přibližně 50–70 % tlaku působícího na kloub a se zvyšující se flexí stoupá tato hodnota až k 90 % (Dylevský, 2009). Podle Markese (2020) vede odstranění mediálního menisku k 50–70% snížení kontaktní plochy mezi kondyly, což vede ke 100% zvýšení tlaku působícímu na kloub. V případě odstranění laterálního menisku se plocha zmenšuje o 40–50 %, což vede ke zvýšení tlaku v laterálním kompartmentu o 200–300 %.

### 2.1.1 Kineziologie kolenním kloubu

Pohyb v KOK probíhá zejména ve dvou rovinách: v sagitální rovině flexe (FL) a extenze (EXT) a v horizontální rovině vnitřní a vnější rotace. Většina činností, například běh či změna směru vyžaduje, aby se koleno pohybovalo současně v obou rovinách. Mimo tyto pohyby rozeznáváme také translace, varózní a valgózní angulace. Ty jsou umožněny se zvyšující se flexí, díky čemuž dojde k uvolnění napětí kolenních vazů (Kapandji, 2011).

Rozsah pohybu do FL závisí na postavení v kyčelním kloubu (KYK) a na tom, zda je pohyb aktivní či pasivní. Aktivním pohybem lze dosáhnout 140° FL, pokud je kyčel flektována, ale pouze 120° pokud je kyčel extendována. Rozsah pasivní FL se pohybuje kolem 160° a je fyziologicky omezen dotykem stehenních a lýtkových svalů. Patologicky může být omezen zkrácením musculus (m.) quadriceps femoris (QF), zejména m. rectus femoris anebo zvýšeným napětím kloubního pouzdra (Palastanga & Soames, 2012).

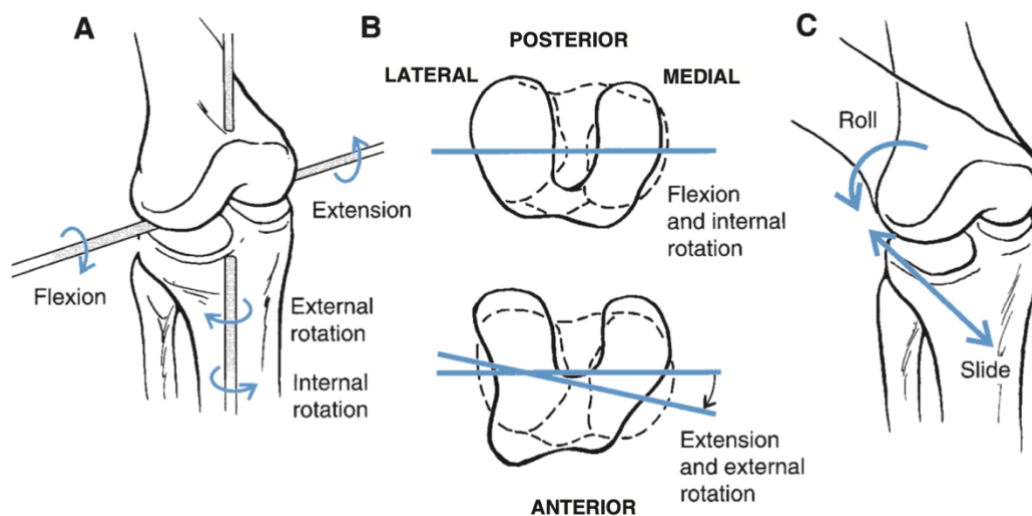
Za základní postavení v kloubu považujeme nulovou FL, ze které je možné provést pohyb do EXT ve fyziologickém rozsahu do 5 stupňů. V základním postavení jsou napjaty kolaterální vazy a všechny vazivové útvary na zadní straně kloubu. V této pozici jsou femur, tibia a menisky v těsném kontaktu, což zajišťuje stabilitu kloubu a tento označujeme stav jako „uzamknuté koleno“ (Kolář, c2009).

Flexi kolenního kloubu můžeme dle Koláře (c2009) a Dylevského (2009) rozdělit do tří fází:

- Iniciální nebo taktéž začínající flexe
- Valivý pohyb
- Posuvný pohyb

Při plné EXT jsou rotační pohyby nemožné díky napětí vazivových struktur. Počáteční rotace tibie je proto spojena s 5° FL, při nichž se laterální kondyl femuru otáčí a posouvá mediálně. Dále dochází k uvolnění ligamentum cruciatum anterius (ACL) a koleno se „odemkne“. V uzavřeném kinematickém řetězci se femur otáčí zevně a v otevřeném kinematickém řetězci bérce a noha rotují dovnitř. Rozsah rotace se zvyšuje s mírou FL, zejména do 30 stupňů (Dylevský, 2009; Kolář c2009).

Následuje pohyb valivý, při kterém se kondyly femuru „valí“ po tibiálním plató a meniscích. Poslední fází je posuvný pohyb kondylů po tibiálním plató, kdy se kontakt femuru s tibií a menisky stále zmenšuje (Dylevský, 2009; Kolář c2009).



**Obrázek 1.** (A) Pohyby v kolenním kloubu – flexe, extenze a vnitřní a zevní rotace. (B) Při flexi kolene dochází k doprovodné vnitřní rotaci tibie (bez zatížení), při extenzi se tibie rotuje zevně. (C) Translační pohyby, při flexi se femur valí a posouvá po tibiálním plató (Hamill et al., 2014).

### 2.1.2 Dynamika vazů

Flekční pohyb v KOK je mimo jiné zajišťován zkříženými vazy, které kontrolují anteroposteriorní translační pohyby. Tato souhra zajišťuje kolennímu kloubu dynamickou stabilitu. V plné extenzi KOK je ACL v napětí a lig. cruciatum posterius (PCL) relaxováno. Kloub je „pasivně“ stabilní při minimálním svalové kontrakci (Hasebrock et al., 2020). Při flexi se posterolaterální svazek ACL uvolňuje a anterolaterální svazek PCL se napíná. V následné 20–50° FL je KOK méně stabilní, protože jsou oba zkřížené vazy relaxovány. S větší flexí se ACL orientuje horizontálně vzhledem ke kloubní linii, zatímco PCL více vertikálně. Tato změna orientace mezi ACL a PCL zajišťuje dynamickou stabilitu kolena v sagitální rovině. S rostoucí flexí se PCL stále více zapojuje, což zabraňuje zadní distrakci tibie od kloubu. S flexí se střed rotace kloubu posouvuje posteriorně, což umožňuje klouzavý a valivý pohyb femuru (Kapandji, 2011).

Při normální chůzi vzniká reaktivní síla, která je 2 až 5krát větší než tělesná hmotnost člověka. Při běhu to může být až 24násobek tělesné hmotnosti. Zkřížené vazy omezují dynamické působení svalstva obklopujícího koleno během flexe a extenze. Během extenze omezuje ACL přední translaci tibie vůči femuru, ke které dochází v

důsledku působení m. QF. Při poškození ACL může během chůze dojít k přední translaci v sagitální rovině, což změní střed rotace, a to následně vede ke zvýšenému namáhání ostatních struktur kolena. (Hassebrock et al., 2020; Kapandji, 2011).

Kolaterální kolenní vazy zpevňují kloubní pouzdro a zajišťují stabilitu primárně v transverzální rovině. Ligamentum collaterale laterale (LCL) omezuje zevní rotaci tibie a pomáhá jako součást zadního laterálního kompartmentu omezovat přední posun tibie, tím působí jako synergista PCL. Také zabraňuje nadměrné varózní angulaci kolena. Hassebrock (2020) udává, že při jeho poranění se může tento úhel zvýšit až o 4,5°.

Ligamentum collaterale mediale (MCL) dělíme na povrchová a hlouběji uložená vlákna. Povrchová vlákna se podílejí na stabilizaci valgózní angulace. Dále jako synergista ACL na omezení přední translace a vnitřní rotace tibie. Zatímco hluboká vlákna stabilizují mediální meniskus a podílejí se na kontrole vnitřní rotace při flexi až do 90° (Hassebrock et al., 2020).

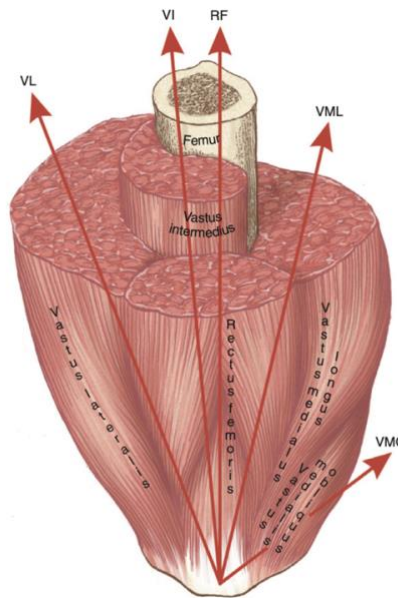
## **2.2 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu**

Svaly kolenního kloubu můžeme dle uložení rozdělit na přední a zadní skupinu. Funkčně na skupinu extenzorovou, kam řadíme hlavně m. QF a pomocné m. tensor fasciae latae s m. gluteus maximus. Skupinu flexorů tvoří m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, m. gastrocnemius a také m. sartorius s m. gracilis, které se na FL v koleni také do jisté míry podílejí. Pomyslnou třetí skupinu označujeme jako rotátorovou. Tu tvoří svaly z extenzové i flexorové skupiny podílející se zároveň na rotaci bérce. Ačkoli mají tyto svaly důležité izolované funkce, nejčastěji pracují v koaktivační synergii, aby bylo dosaženo optimálního pohybu v kloubech dolní končetiny. Zejména zadní skupina svalů se mimo flexe podílí také na rotacích v kolenním kloubu a na dalších pohybech v kloubu kyčelním (Dylevský, 2009; Věle, 2006).

### *Extenzorová skupina*

Je tvořena mohutným m. QF který se skládá z dvoukloubového m. rectus femoris a jednokloubových mm. vasti (m. vastus intermedius, m. vastus lateralis a m. vastus medialis). Všechny čtyři hlavy se přes lig. patellae upínají na tuberositas tibie (Věle, 2006). Každá ze čtyř hlav m. QF má jiný směr tahu do extenze (obrázek č. 2), ale celková síla je přenášena přes ligamentum (lig.) patellae. Jako celek táhne v extenzi menisky dopředu přes meniskopatelární vlákna. Při kontrakci také snižuje napětí v MCL,

spolupracuje s PCL, kdy zabraňuje posteriorní translaci tibie a působí jako antagonist a ACL. V neposlední řadě se zejména musculi (mm.) vasti podílejí během pohybu na stabilizaci pately v interkondylární rýze femuru. Fyziologicky se patela pohybuje v interkondylární rýze bez nadměrné odchylky mediálním či laterálním směrem. Což zaručuje ideální kontakt kloubních ploch mezi patelou a femurem (Mansfield & Neumann, 2014).



**Obrázek 2.** Průřez pravým m. QF s naznačeným tahem jednotlivých částí (Mansfield & Neumann, 2014)

Jediný dvoukloubový sval z této skupiny m. rectus femoris nijak významně nepřispívají k síle extenze, pokud je kyčel flektovaná, ale naopak je protažením facilitován, pokud je kyčelní kloub v extenzi. Při kopu je aktivita m. rectus femoris maximalizována v přípravné fázi, kdy je stehno v hyperextenzi s KOK ve flexi. Díky svému průběhu a specifické funkci je jediným skutečným antagonistou hamstringů (Hamill et al., 2014).

Největší a nejsilnější je z extenzorové skupiny m. vastus lateralis, který mimo extenze kolena produkuje značný proximolaterální tah na patelu. Při stabilizaci pately působí jako antagonist a m. vastus medialis. Ten se skládá ze dvou částí označovaných jako longus a obliquus, přičemž hranice těchto dvou částí je určována mediálním okrajem pately. Svalová vlákna v proximálně uloženém m. vastus medialis longus probíhají vertikálně, přičemž vlákna distálního m. vastus medialis obliquus horizontálně. Z EMG studií vyplývá, že se tato vlákna aktivují zejména v posledních 15° EXT. V tomto rozsahu



zajišťuje mediální tah pately a její stabilizaci v interkondylární rýze. V posledních 15° EXT patela „vyjíždí“ z interkondylární rýhy a je přetahována laterálně silnějším m. vastus lateralis, a proto je nutná zvýšená aktivita m. vastus medialis obliquus pro její stabilizaci (Poděbradská, 2018).

Na stabilitě kolenního kloubu se zejména ve stoji podílejí také m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae. Podle Myerse (2014) jsou m. tensor fasciae latae prostřednictvím iliotibiálního traktu a spodní vlákna m. gluteus maximus součástí tzv. zadní funkční linie. Což je myofasciální linie začínající od spodního úponu m. latissimus dorsi jdoucí přes sakrolumbální fascii, procházející přes sakrální fascii a dále se spojující se spodními vlákny m. gluteus maximus kontralaterálně. Spodní vlákna m. gluteus maximus procházejí pod zadním okrajem iliotibiálního traktu a připojují se k posterolaterálnímu okraji femuru v proximální třetině diafýzy femuru. Spojením těchto vláken s fasciálními vlákny m. vastus lateralis a iliotibiálního traktu vytvoření funkční celek napomáhající stabilizaci a extenzi kolenního kloubu ve stoji.

### *Flexorová skupina*

Do flexorové skupiny řadíme hamstringy, m. sartorius, m. gracilis, m. gastrocnemius, m. plantaris a m. popliteus. Mimo FL se také většina svalů podílí na vnitřní nebo vnější rotaci KOK. Skupina hamstringů je tvořena m. semimembranosus, m. semitendinosus a m. biceps femoris, který se dělí na caput (c.) longum a c. breve. Jsou primárními flexory kolenního kloubu a s výjimkou c. breve m. biceps femoris provádějí také EXT v KYK (Kapandji, 2011).

M. semimembranosus je zploštělý a z velké části tvořen blanitou šlachou. Svou přední částí se upíná na mediální kondyl tibie, střední do kloubního pouzdra jako lig. popliteum obliquum a zadní do fascie m. popliteus. Díky tomuto uložení posiluje posteromediální část kloubního pouzdra KOK. Flektuje a mediálně rotuje bérce, při čemž táhne mediální meniskus posteriorně a brání jeho uskřínutí (Dylevský, 2009).

M. semitendinosus se upíná do oblasti mediálního kondylu tibie, kde spolu s m. sartorius a m. gracilis utváří tzv. pes anserinus. Jeho šlacha je při aktivaci díky povrchovému průběhu po zadní mediální straně stehna snadno viditelná a palpovatelná. Stejně jako m. semimembranosus flektuje a vnitřně rotuje bérce. Je nejsilnějším flexorem svalové skupiny upínající se do pes anserinus. Tvoří 47 % celkové síly této skupiny, m. gracilis 34 % a m. sartorius pak zbývajících 19 % (Mansfield & Neumann, 2014).

C. longum m. biceps femoris je dvoukloubovým svalem vykonávajícím EXT a addukci stehna a zároveň spolu s c. breve flektuje bérce. Obě hlavy také rotují flektovaný bérce zevně (Dylevský, 2009).

M. gracilis a m. sartorius od začátku na pánvi probíhají distálně vedle sebe a společně s m. semitendinosus se upínají do oblasti mediálního kondylu tibie. Kromě pohybů v kyčelním kloubu se podílejí na FL bérce a při flektovaném kolenu také na jeho vnitřní rotaci (Dylevský, 2009).

M. gastrocnemius a m. plantaris se taktéž podílejí na FL bérce pouze z malé části celkové síly flexorů KOK. Větší význam plní při plantární flexi nohy (Véle, 2006).

Posledním svalem je m. popliteus, který se podílí na FL bérce a pokud je bérce flektovaný, tak na jeho vnitřní rotaci. Při prvních stupních flexe se zajišťuje tzv. „odemknutí“ KOK. Maximální kontrakce dosahuje při napnutí PCL, který svým tahem chrání (Dylevský, 2009; Véle, 2006).

### **2.2.1 Analýza svalových souher dolní končetiny**

V případě svalových souher se nesmíme omezovat pouze na zásady reciproční inervace a na model agonistů a antagonistů. Na příkladu vstávání ze sedu do stoje můžeme vidět důležitost uplatnění dynamické stabilizace prostřednictvím globálních synergických funkcí (Vojta & Peters, 2010). Při vzpřímení ze sedu do stoje extendujeme koleno pomocí m. rectus femoris a mm. vasti při současné aktivitě flexorů KOK. Ty by měly dle zásad reciproční inervace působit jako antagonisté extenzorů a bránit tak v extenzi KOK. Dvoukloubový m. rectus femoris extenduje KOK a zároveň flektuje KYK, zatímco flexory flektují koleno a extendují kyčel, a tak dochází ke vzpřímení. Toto nazýváme jako Lombardův paradox, kdy kokontrakce agonisty a antagonisty představuje důležitou stabilizační funkci a umožňuje rychlou změnu stabilizované polohy (Véle, 2006).

#### *Svalové souhry opěrné dolní končetiny*

Pro opěrnou fázi je typické, že se punctum fixum nachází distálně, svalová aktivita působí distálním směrem a pohyb se děje v uzavřeném kinematickém řetězci, což znamená, že se pohybuje jamka přes hlavici kloubu (Kolář c2009).

Postavení v kloubech DK při opěrné fázi je závislé na postavení pánve. Pro aktivitu zevních rotátorů, které determinují vzpřímení DK je nutné, aby byla pánev držena do dorzální flexe. Pokud je pánev aktivně držena v dorzální flexi, jsou zevní rotátory KYK uloženy téměř kolmo k podélné ose femuru, a to jim umožňuje uplatnit zevně

rotační síly v plné míře. Pánev je dorzálně držena kraniálním tahem m. rectus abdominis za os pubis a kaudálním tahem ischiokrurálních svalů za tuber ossis ischii (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Při opoře paty dochází ke vzpřimování talu nad patu, čímž se dostává do osy s bércelem. To je umožněno kaudální aktivitou m. tibialis anterior a posterior s m. peroneus longus a brevis. Tím se může femur vzpřimovat nad tibií a DK se dostává do extenze v kolenní díky distálnímu tahu mm gastrocnemii a m. quadriceps femoris, zvláště mm. vasti. Důležitou roli zde hraje m. popliteus, který svou kontrakcí působí distálně, čímž zevně rotuje femur a působí proti hyperextenzi v KOK. Dále je pánev synergií zevních rotátorů a zejména krátkých adduktorů stehna vzpřimována nad hlavicí femuru (Vojta & Peters, 2010).

Hamstringy se díky jejich punctum fixum na tibií podílejí kaudálním tahem na dorzálním klopení pánve. M. quadriceps femoris, zejména mm. vasti tahem k punctum fixum vzpřimují femur. Patela je aktivitou zejména m. vastus intermedius stabilizována v interkondylární rýze (Skaličková-Kováčiková, 2017).

#### *Svalové souhry fázické dolní končetiny*

V případě fázické funkce dolní končetiny se punctum fixum nachází proximálně, svalová aktivita působí proximálním směrem a pohyb se tak děje v otevřeném kinematickém řetězci, což znamená že se hlavice pohybuje v jamce (Kolář c2009).

Flexe fázické DK je realizována za současné zevní rotace s abdukcí v KYK a probíhá v antagonistické synergii s ischiokrurální svalovou skupinou a břišní muskulaturou, které řídí pánev v sagitální rovině. Flexi v kyčli vykonávají m. iliopsoas, m. sartorius, m. rectus femoris a přední vlákna m. gluteus medius. Posledně jmenovaný sval je svými předními vlákny synergistou flexorů stehna a zadními vlákny se podílí na abdukcí a zevní rotaci stehna. Zevní rotace je dále zajištěna proximálním tahem m. piriformis, m. QF, mm. obturatorii a mm. gemelli. Pohyb do zevní rotace je možný pouze za současné aktivity adduktorů KYK. M. adduktor magnus, m. adduktor longus a brevis, m. gracilis a m. pectineus jsou se zevní rotací a abdukcí KYK protahovány a jsou tak donuceny ke kontrakci ve všech svých částech. Při tomto pohybu se hlavice femuru otáčí do středu acetabula a dochází její centraci v proximálním tahu (Skaličková-Kováčiková, 2017; Vojta & Peters, 2010).

Flexi v kolenním kloubu provádí m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus a obě hlavy m. gastrocnemius. Ischiokrurální svalová skupina pracuje

hlavně v distální části, přičemž v proximální kolem úponu na tuber ossis ischii svou kontrakci uvolňuje. Během flexe v KOK je excentricky aktivní m. quadriceps femoris, který kontroluje aktivitu flexorů a poté iniciuje extenzi kolene (Vojta & Peters, 2010).

Výše popsané svalové souhry jak opěrné, tak fázické DK se uplatňují u fotbalového kopu přímým nártem v jeho jednotlivých fázích, které jsou podrobněji uvedeny v kapitole (2.3.2).

### 2.2.2 Svalová síla flexorů a extenzorů kolenního kloubu

Síla extenzorů a flexorů KOK se mění v závislosti na postavení KYK, stupni flexe v KOK a v případě izotonické kontrakce na rychlosti prováděného pohybu. Např. síla m. rectus femoris jako hlavního extenzoru kolena se s narůstající extenzí v kyčelním kloubu zvyšuje. Naopak hamstringy mohou vyvinout větší sílu se zvyšující se flexí KYK, kdy jsou protažením stimulovány (Hamill et al., 2014; Kapandji, 2011). Pro účely této práce je v dalších odstavcích pozornost věnována změnám maximální síly v závislosti na úhlovém nastavení v KOK.

Hamill et al. (2014) udává, že extenzory KOK dosahují maximální extenční síly při 50° – 70° flexi kolena. Toto tvrzení podporuje studie Beckera a Awiszuse (2001), kteří uvádějí, že síla extenzorů KOK roste téměř lineárně od 30° do 70° flexe kolene s průměrným nárůstem 2,67 Nm kg<sup>-1</sup> na (1°) flexe. Od 70° jejich síla lehce klesá až do 90° flexe. Tento jev se dá vysvětlit tak, že se síla m. QF zvyšuje s jeho pasivním protažením díky flexi v KOK, což vede k optimalizované funkci aktin – myozinového komplexu (Becker & Awiszus, 2001).

Výše uvedené tvrzení dále potvrzuje studie Krishnan & Williams (2014), kteří zjišťovali sílu extenzorů v závislosti na úhlovém nastavení v KOK. Z (obrázku č. 3) můžeme vidět, že extenzory KOK dosahují nejvyšší síly v 60°.

	Mean peak torque ( $\pm SD$ )	Maximum peak torque ( $\pm SD$ )
Right 30°	135.09 $\pm$ 23.14	141.11 $\pm$ 26.70
Left 30°	129.42 $\pm$ 24.18	134.84 $\pm$ 24.72
Average 30°	132.26 $\pm$ 23.50	137.97 $\pm$ 25.56
Right 60°	213.78 $\pm$ 39.18	222.93 $\pm$ 41.68
Left 60°	218.24 $\pm$ 40.40	230.11 $\pm$ 43.88
Average 60°	216.01 $\pm$ 39.29	226.52 $\pm$ 42.34
Right 90°	206.83 $\pm$ 54.82	214.68 $\pm$ 57.90
Left 90°	218.70 $\pm$ 62.99	227.37 $\pm$ 66.76
Average 90°	212.76 $\pm$ 59.08	221.02 $\pm$ 62.54

**Obrázek 3.** Maximální hodnoty momentu síly (Nm) extenzorů KOK podle strany a úhlového nastavení v koleni (upraveno dle Krishnan & Williams, 2014).

Hamill et al. (2014) dále udává, že extenzory KOK jsou obvykle silnější než flexory v celém rozsahu pohybu KOK. To opět potvrzuje studie Krishnana a Williamse (2014). Pokud srovnáme hodnoty z (obrázku č. 3) s hodnotami z (obrázku č. 4), tak vidíme, že extenzory dosahují vyšší svalové síly ve všech třech úhlových nastaveních KOK.

Data uvedená na (obrázku č. 4) ukazují že hamstringy dosahují nejvyššího momentu síly ve 30° flexi KOK a s narůstající flexí jejich síla slábne. Ke stejnému závěru došla i studie provedená dvojicí Ha & Han (2017), která se zabývala změnou síly flexorů a extenzorů KOK v závislosti na úhlu. Měření bylo provedeno ve 25° a 67° flexe KOK. Z výsledků vyplývá, že síla flexe pravého KOK při 25° byla 54,6 Nm a při 67° pak 41,5 Nm, hodnota je tedy větší při 25°, ale bez statistického rozdílu. Hodnota flexe levého KOK při 25° byla 56,3 Nm a při 67° pak 42,7 Nm, tedy větší při 25° se statisticky významným rozdílem ( $p < 0,05$ ).

	Mean peak torque ( $\pm SD$ )	Maximum peak torque ( $\pm SD$ )
Right 30°	127.30 $\pm$ 35.98	131.88 $\pm$ 37.73
Left 30°	128.77 $\pm$ 37.39	132.79 $\pm$ 38.57
Average 30°	128.04 $\pm$ 36.17	132.33 $\pm$ 37.61
Right 60°	118.54 $\pm$ 27.83	122.79 $\pm$ 29.03
Left 60°	121.23 $\pm$ 32.31	124.75 $\pm$ 31.60
Average 60°	119.88 $\pm$ 29.75	123.77 $\pm$ 29.92
Right 90°	92.61 $\pm$ 23.14	95.70 $\pm$ 23.88
Left 90°	89.92 $\pm$ 27.39	93.60 $\pm$ 26.10
Average 90°	91.27 $\pm$ 25.24	94.65 $\pm$ 24.89

**Obrázek 4.** Maximální hodnoty momentu síly (Nm) flexorů KOK podle strany a úhlového nastavení v kolenním kloubu (Krishnan & Williams, 2014).

Ačkoliv je izokinetické či izometrické hodnocení svalové síly flexorů a extenzorů KOK důležité pro klinickou praxi ať už jako faktor prevence poranění KOK či ukazatel následné rehabilitační péče, v literatuře chybí referenční hodnoty. Šarabon et al. (2021) v systematickém přehledu zahrnujícím celkem 411 studií s 13 893 účastníky všech věkových kategorií, obou pohlaví a různé sportovní zdatnosti uvádějí referenční hodnoty izometrické svalové síly extenze a flexe KOK pro různá úhlová nastavení. Uváděné hodnoty jsou normalizovány na tělesnou hmotnost, aby měly vypovídající charakter. Data jsou rozdělena do tří úhlových nastavení v kolenním kloubu: extenze, střední postavení a flexe. Pro účely této práce jsou vybrány hodnoty pro dospělou mužskou populaci.

U mužů ve věku od 18 do 65 let pro extenzi kolena studie ukazuje tyto hodnoty:

- 1,34–2,23 Nm/kg v extendovaném postavení
- 2,92–3,45 Nm/kg ve středním postavení
- 2,50–3,06 Nm/kg při flektovaném postavení

Zatímco pro flexi v kolenním kloubu u mužů stejné věkové kategorie jsou hodnoty následující:

- 0,85–1,20 Nm/kg v extendovaném postavení
- 1,15–1,62 Nm/kg ve středním postavení
- 0,96–1,54 Nm/kg při flektovaném postavení

Data uvedená v tomto systematickém přehledu korespondují s výše uvedenými daty o závislosti síly extenzorů a flexorů KOK na úhlovém nastavení v tomto kloubu. Tyto hodnoty mohou sloužit jako reference pro výzkumníky, ale i klinické pracovníky při rehabilitaci úrazů pohybového aparátu, prevenci nebo obecném hodnocení fyzických schopností zdravých mužů ve věku od 18 do 65 let. Je třeba mít na paměti, že tyto referenční hodnoty nezohledňují další faktory ovlivňující sílu extenze a flexe kolena a jejich vzájemný poměr. Proto by měly být využívány v kombinaci s dalšími klinickými testy a parametry (Šarabon et al., 2021).

### **2.2.3 Poměr síly hamstringů a m. QF (H/Q)**

Poměr svalové síly hamstringů a m. QF (H/Q) se používá již více než 60 let k detekci svalových dysbalancí, sledování stability kolenního kloubu, popisu vlastností a funkčnosti svalové síly flexorů a extenzorů KOK a také slouží jako důležitý nástroj související s prevencí a rehabilitací po poranění dolní končetiny, zejména KOK. Poranění, jako je např. ruptura ACL může nastat, když hamstringy nevytvářejí ekvivalentní protitah ke zpomalení rotačních sil nebo nedostatečně kontrolují přední translaci tibie při extenzi KOK, která je vyvolána aktivitou m. QF. Tyto mechanismy úrazu se nejčastěji vyskytují u sportů s vysokou mírou bezkontaktních poranění dolních končetin, jako je např. fotbal, americký fotbal, volejbal, či basketbal (Ruas et al., 2019). Croisier et al. (2008) v longitudinální studii u 687 profesionálních fotbalistů zjistili 4–5krát vyšší pravděpodobnost poranění hamstringů, pokud u nich byl identifikován nízký poměr H/Q a jiné svalové dysbalance během předsezónní přípravy.

Deficit svalové síly a stranová asymetrie hamstringů a m. QF jsou považovány za důležité parametry v prevenci poranění KOK a hamstringů u fotbalistů. Proto může mít identifikace a následné zlepšení H/Q poměru důležité důsledky pro snížení výskytu i závažnosti svalových a vazivových poranění kolenních kloubů u fotbalistů. Deficit svalové síly a asymetrie jsou považovány za modifikovatelné vnitřní rizikové faktory poranění, které lze snadno kvantifikovat pomocí dynamometrie (Wollin et al., 2016).

Mau-Moeller et al. (2019) stanovovali reliabilitu měření konvenčních a funkčních H/Q poměrů. Z výsledků vyplývá vysoká intra-rater reliabilita měření izokinetických i izometrických silových parametrů. Výsledky ukázaly vysokou míru opakovatelnosti testování pro parametry koncentrické, excentrické a izometrické extenze a flexe kolena. V souhrnu výsledky mimo jiné ukazují střední až vysokou spolehlivost izometrického měření H/Q<sub>IZO</sub> poměru. Autoři studie upozorňují, že také záleží na použitém měřicím zařízení, způsobu a protokolu měření, což jsou faktory, které mohou reliabilitu a opakovatelnost měření negativně ovlivnit, pokud nejsou voleny adekvátně.

Studie, které využili izokinetickou dynamometrii k měření H/Q poměru naznačují, že poměr menší než 60 % může zvyšovat riziko poranění KOK a svalů stehna (Navarro Cabello et al., 2015). V systematickém přehledu Baroni et al. (2020) však poukazují na potřebu přezkoumání současných referenčních hodnot podle úhlové rychlosti vybrané pro stanovení H/Q poměru. Tento systematický přehled byl sestaven z dat naměřených u profesionálních fotbalistů. Výsledky izokinetického hodnocení konvenčního poměru H/Q se blíží typickému referenčnímu 60% bodu při pomalých až středních úhlových rychlostech ( $12\text{--}180^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ ), zatímco skóre při vysokých úhlových rychlostech ( $240\text{--}360^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ ) je třeba očekávat přibližně okolo 70–80 %. Pokud jde o funkční H/Q poměr, obvykle předpokládané skóre 100 % je zřídka dosaženo profesionálními fotbalisty při nízkých úhlových rychlostech (do  $60^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ ). Podle výsledků by se mělo skóre funkčního H/Q poměru při této úhlové rychlosti pohybovat kolem 80 %, 100–130 % při středních až vysokých úhlových rychlostech ( $120\text{--}300^\circ\cdot\text{s}^{-1}$ ), a blízko nebo nad 130 % při smíšených úhlových rychlostech (excentrická aktivita hamstringů a koncentrická aktivita m. QF). Literatura není stále jednotná, pokud jde o riziko poranění, které je spojeno s H/Q poměrem pod běžně uváděnými referenčními hodnotami. Výsledky tohoto systematického přehledu umožňují klinikům identifikovat hráče s určitými svalovými dysbalancemi ve srovnání s jejich vrstevníky a spoluhráči s ohledem na uvedené

parametry. A na tomto základě nastavit odpovídající trénink jako prevenci svalového poranění nebo poranění měkkých struktur KOK (Baroni et al., 2020).

Na druhou stranu je nutné si uvědomit, že tento poměr nezohledňuje další neuromuskulární proměnné, které mohou ovlivnit vztah mezi antagonistou a agonistou, jako je např. svalová únava nebo vzorce svalové aktivace. Proto je v posledních letech zájem na nalezení alternativních metod ke stanovení H/Q poměru. Patří mezi ně např. poměry vypočítané podle indexu únavy, aktivace svalů (měřeno pomocí elektromyografie), nebo poměru vypočítaného z izometrické svalové síly v různém úhlovém nastavení KOK. Literatura prozatím souhrnně ukazuje, že využití alternativních metod ke stanovení tohoto poměru může být funkčně relevantní pro lepší pochopení neuromuskulárních mechanismů, které jsou základem interakce síly mezi hamstringy a m. QF (Ruas et al., 2019).

## **2.3 Fotbal**

### **2.3.1 Základní charakteristika**

Na rozdíl od individuálních sportů, jako je např. plavání, cyklistika či běh, kde si sportovec do značné míry diktuje vlastní výkon, je fotbal týmovým sportem. Hru ovlivňují další prvky jako spoluhráči, protihráči, taktika, pravidla a míč, které dělají tento sport velice dynamickým. Proto fotbal vyžaduje velkou míru komplexní připravenosti a klade nemalé nároky jak na fyzickou, tak i psychickou připravenost hráčů. Hlavním principem fotbalu je jako ve většině týmových sportů skórování a předcházení gólům (Wesson, 2020).

Fotbal se postupem času vyvíjí ve stále více atletický sport a nároky na fyzický výkon se značně zvyšují. Ve hře jsou časté úseky vysoce intenzivní akce, pro které je rozhodující svalová síla, rychlost, výbušnost a schopnost rychlé změny směru. Tyto akce jsou střídány s intervaly aerobní regenerace při nízké intenzitě zatížení (Kirkendall & Sayers, 2020).

Mimo rychlost běhu je také důležitá vytrvalostní stránka fyzického výkonu. Kirkendall & Sayers (2020) udávají průměrnou běžeckou vzdálenost na zápas v profesionálním mužském fotbale 9,7–13,7 km. Celková vzdálenost je překonána v různé intenzitě běhu. Podle Reinhardta (2019) je kumulativní vzdálenost ve sprintu nižší než 5 % z celkové vzdálenosti a naprostá většina sprintů je kratší než 20 metrů.



Schopnosti zrychlení a vyvinutí vysoké rychlosti ve sprintu zvyšují možnost se v souboji dostat k míči jako první, driblovat kolem soupeře, vytvořit gólovou příležitost nebo gól přímo vstřelit, a proto jsou pro výkon fotbalisty klíčové. Barnes (2014) sledoval vývoj fyzického fotbalového výkonu v průběhu sedmi sezón v anglické Premier League. Ve sledovaném období zjistil, že vzdálenost běhu ve vysoké intenzitě vzrostla o 24–36 % a ve sprintu o 36–63 %, přičemž se celková uběhnutá vzdálenost téměř nezměnila. Na rychlost, sílu a výbušnost je tedy v tréninku kladen stále větší důraz.

Kromě fyzických parametrů tvoří značnou část výkonu technické dovednosti. Nejsledovanější a pro hru nejdůležitější dovedností je kop do míče. V současném fotbale je přesný kop klíčovou dovedností, protože vytváří momenty pro vytvoření gólové šance nebo přímo vede ke vstřelení gólu. Rychlost a přesnost fotbalového kopu je důležitá nejen při útočení, ale také při přihrávání na velké vzdálenosti, změně tempa hry a držení míče. Fotbalových kopů existuje celá řada. Mezi nejrozšířenější patří kop vnitřní stranou nohy, tzv. „placírka“, dále kop vnějším a vnitřním nártem a přímý kop nártem. Právě poslední jmenovaný je historicky nejvíce studován z mnoha hledisek, které se podílejí na jeho kvalitě provedení. Např. úroveň technických dovedností hráče, preference DK, typ rozběhu, síla flexorů a extenzorů kolene, vliv silového tréninku na kvalitu kopu atd. (Maly et al., 2018).

### **2.3.2 Analýza kopu přímým nártem**

Kop obecně můžeme charakterizovat jako udílení kinetické energie balistickým pohybem, což znamená rychlý pohyb s jednorázovou aplikací síly. Zároveň musíme myslet na sílu potřebnou k zajištění polohy těla a na reaktivní sílu působící v místě opory. Při krátké aplikaci síly na objekt (míč) proti jeho odporu vzniká ráz. Typickým příkladem může být právě fotbalový kop, kdy je použita rázová síla na míč. Kvalitní kop musí být proveden rychle a velkou silou a zároveň vycházet ze stabilizované polohy. Pro kop tedy není důležitá pouze síla fázické DK, ale také síla a kvalita funkce opěrné DK. Mimo jiné zde hraje velkou roli také analyzující a řídicí funkce centrální nervové soustavy (Véle, 2006).

Pro miliony fanoušků je veliká přitažlivost fotbalu zakořeněna v nejzákladnějším cíli hry, čímž je střelení gólů. Mezi různými technikami používanými ke vstřelení gólů je nejčastěji používaný maximální kop přímým nártem (Shan et al., 2019). Ten je definován jako kop do míče hřbetem nohy švihové DK (Magee et al., 2010).

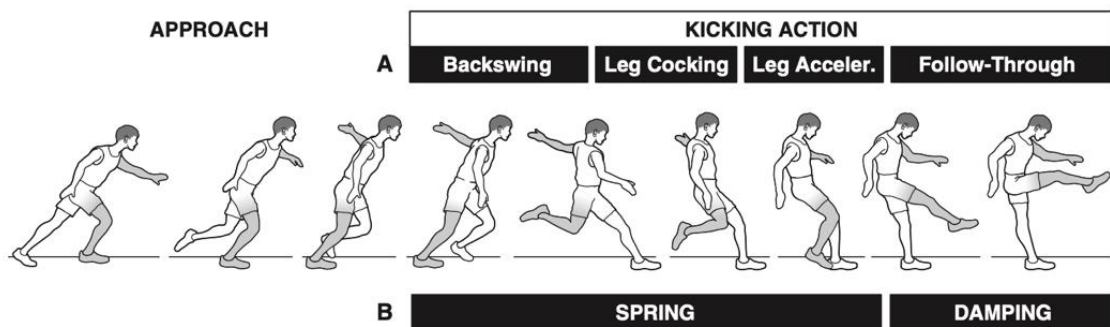
Samotnému ději kopání předchází přípravná fáze přiblížení hráče pod různým úhlem vzhledem ke stacionárnímu míči. Pro účely biomechanické analýzy švihové DK v sagitální rovině můžeme děj kopu rozdělit do 4 fází (obrázek č. 5):

- švih dozadu (tzv. zášvih)
- natažení bérce
- zrychlení nohy
- fáze po odehrání míče.

Všechny tyto fáze na sebe plynule navazují. Nejdelší časový úsek, zhruba 45 % z celkového času zaujímá fáze po odkopnutí míče. Následuje přípravná fáze přes samotným kopem s 22 % a dále zášvih fázické DK s 20%. Naopak nejmenší časový úsek zaujímají dynamické fáze natažení a zrychlení fázické DK s 13 % z celkového času (Brophy et al., 2007).

*Kinematika švihové a opěrné DK a trupu při kopu dle Magee et al. (2010):*

- Fáze zášvihu kopající DK začíná odlepením palce nohy od země, což se odehrává těsně před kontaktem opěrné dolní končetiny s povrchem a končí maximální extenzí v KYK, která se pohybuje mezi 9–15° (Carvalho et al., 2021). Dochází také k rotaci pánve vzad (směrem k fázické DK) s vnější rotací kyčle opěrné končetiny. Horní část trupu je rotována opačným směrem, tedy k nekopající straně a extendována. Horní končetina opěrné strany je abdukována a natažena.
- Fáze natažení bérce plynule navazuje na předchozí zášvih. Začíná maximální extenzí KYK a končí maximální flexí v KOK, která dosahuje 82–92° (Carvalho et al., 2021). Dochází tedy k současné flexi v KYK a pokračující flexi v koleni.
- Zrychlení nohy začíná maximální flexí v KOK a trvá až do kontaktu fázické nohy s míčem. Tato fáze je charakteristická akcelerací fázické DK směrem k míči a dochází k pokračující flexi v KYK a extenzi v koleni. Během fáze natažení a zrychlení se pánev otáčí dopředu (směrem ke stojné DK) s vnitřní rotací kyčle na opěrné končetině. Horní trup je rotován směrem ke švihové DK a dochází k flexi trupu. Rameno na stojné straně je addukováno a flektováno.
- Poslední fáze začíná odkopnutím míče, pokračuje přes deceleraci flexe kyčle, extenzi bérce až po maximální flexi kyčle a extenzi bérce.



**Obrázek 5.** Kinematika kopání v sagitální rovině, šedou barvou je znázorněna fázická dolní končetina a „nekopající“ horní končetina. **(A)** Fáze kopu v sagitální rovině související s kinematikou švihové končetiny. **(B)** Fáze kopu související s funkcí kinematického řetězce (Magee et al., 2010).

### 2.3.2.1 Funkce myofasciálních řetězců

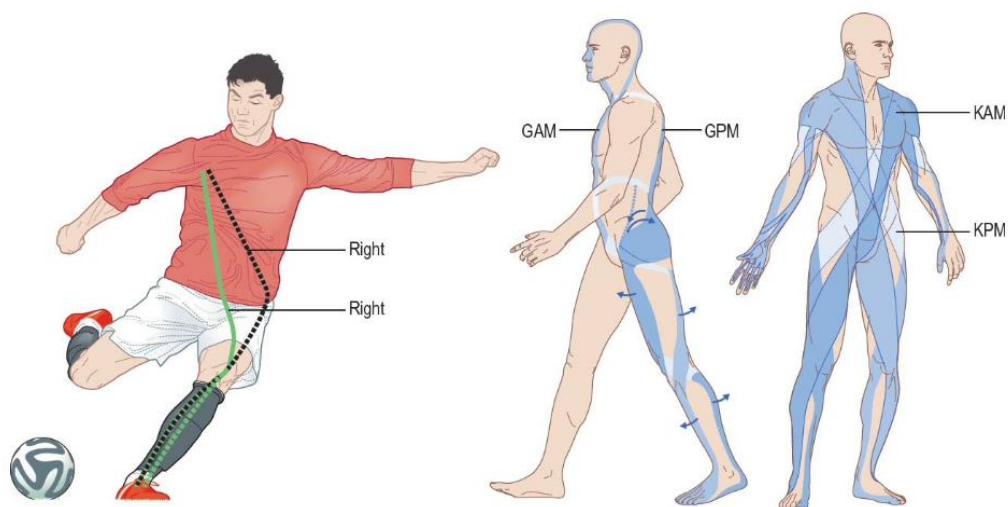
Myofasciálnímu systému lze během kopání přiřadit dvě hlavní funkce: funkci pružiny a funkci tlumení (Obrázek 5B). Na základě těchto funkcí lze kop rozdělit do tří fází: počáteční, kdy dochází k ukládání potenciální energie, druhá, kdy generovaná energie kinetická, která je výsledkem přeměny dříve uložené potenciální je zapojená do zrychlení švihové končetiny a konečnou fází, kdy je tato energie absorbována a většinou rozptýlena decelerací končetiny. Během prvních dvou fází funguje myofasciální systém jako pružina a během poslední fáze plní funkci tlumení (brzdění). Při zášvihu dochází k absorpci energie a zpomalení extenze kyčle a flexe kolena. Během napínání a zrychlování dochází ke generování energie a zrychlení flexe kyčle a extenze kolena. A konečně během fáze po odkopnutí míče dochází k absorpci energie a zpomalení flexe kyčle a extenze kolena (Magee et al., 2010).

Svaly švihové a opěrné dolní končetiny jsou aktivní během celého kopacího cyklu, tzn., že agonisté a antagonisté pracují v koaktivaci. Ta umožňuje udržení určité míry zpevnění a stability kloubu, adekvátní rozptyl a přenos energie mezi segmenty. U fotbalistů jsou u daného pohybu antagonisté aktivnější než agonisté. To naznačuje, že excentrická kontrakce má zásadní roli při absorbování a ukládání energii během zášvihu a jejím uvolněním zpět do systému při natažení a akceleraci švihové končetiny. U švihové končetiny jsou za tuto funkci většinou zodpovědné flexory, adduktory a zevní rotátory kyčle a extenzory kolena. Zrychlení švihové končetiny je zesíleno předchozí excentrickou kontrakcí a protažením těchto svalů. Excentrická kontrakce extenzorů kyčle a flexorů

kolene po odkopnutí míče je také zásadní tím, že rozptyluje mechanickou energii a deceleruje pohyb švihové dolní končetiny (Magee et al., 2010).

K využití generované kinetické energie švihovou DK přispívá také aktivita horní části těla. Při zášvihů kopající DK je přední myofasciální řetězec protažen rotací horního trupu směrem k opěrné straně, extenzí trupu, extenzí a abdukci nekopajícího ramene a rotací pánve dozadu. Tato linie je tvořena m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis externus na straně fázické a m. obliquus abdominis internus a m. pectoralis major na opěrné straně. Tyto svaly funkčně souvisejí s flexory a adduktory kyčle a extenzory kolene švihové DK. Excentrickou kontrakcí výše zmíněných svalů dochází ke generování a ukládání kinetické energie. Během fáze natažení a zrychlení dochází k přenosu této kinetické energie z horní části těla do švihové DK a tím se zvyšuje její úhlová rychlost. Schopnost využití kinetické energie může vysvětlit, proč jedinci, kteří dokopnou míč výrazně dále nemusí mít nutně větší svalovou sílu na švihové dolní končetině (Magee et al., 2010; Schleip et al., 2015).

Po kontaktu s míčem a ve fázi po jeho odkopnutí se na tlumící funkci systému opět podílejí i struktury horní části těla. Probíhá flexe a addukce horní končetiny na opěrné straně, flexe trupu, rotace horního trupu a rotace pánve směrem k fázické DK. Tím jsou dorzální myofasciální struktury protahovány. Patří k nim m. erector spinae, thorakololumbální fascie, m. latissimus dorsi na straně opory, dále m. gluteus maximus, iliotibiální trakt a hamstringy na straně fázické. Pasivní napětí, viskozita a excentrická kontrakce všech těchto struktur umožňuje tlumící funkci, zpomalení pohybu a absorpci kinetické energie (Magee et al., 2010).



**Obrázek 6.** Typické fotbalové stereotypy s ohledem na myofasciální řetězce (upraveno dle Schleip et al., 2015).

### 2.3.2.2 Aktivita flexorů a extenzorů KOK při kopu přímým nártem

Kop je pohyb odehrávající se ve všech třech anatomických rovinách, ale většina se ho děje v rovině sagitální. Při analýze svalové činnosti pomocí povrchové elektromyografie (EMG) se pozornost zaměřuje zejména na aktivitu m. rectus femoris, m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. biceps femoris, m. gastrocnemius medialis a m. tibialis anterior. Na švihové DK dominují zejména stehenní svaly, které mimo jiné zajišťují ochranu před poraněním vazů KOK, zatímco svaly opěrné DK vyrovnávají síly působící na DK a jsou podobné těm působícím při běhu. Nedostatečná aktivita těchto svalů může vést k poranění v různé části DK (Cerrah et al., 2018).

V následujícím odstavci bude popsána svalová aktivita při kopu přímým nártem měřena prostřednictvím EMG zaměřena především na svaly stehna. V procentech je označen úsek kopu, přičemž 1–100 % poukazuje na fázi samotného kopu až po kontakt s míčem a 101–200 % na fázi po odkopu míče. U švihové DK byla aktivita mediální část m. vastus medialis oproti laterální části vyšší na začátku kopu 0–21 % a na konci 191–200 %. V případě m. biceps femoris švihové DK vykazovala c. longum vyšší aktivitu po většinu fáze samotného kopu 13–70 %, zatímco c. breve pak během následující fáze 121–161 %. U opěrné DK vykazovala aktivita laterální části oproti mediální části m. vastus medialis vyšší hodnoty po většinu fáze kopu 0–81 %. V případě m. biceps femoris byla nižší aktivita u c. longum při fázi kopu 6–74 %, ale naopak vyšší v následné fázi 121–161 % ve srovnání s c. breve (Rabello et al., 2021).

M. vastus medialis švihové DK, který extenduje KOK a napomáhá akceleraci švihu vykazuje obvykle nejvyšší aktivitu krátce před kontaktem s míčem. Přesto lze rozeznat menší rozdíly v jeho mediální a laterální části. Mediální vlákna vykazují vyšší aktivitu na začátku kopací fáze (flexe KOK) a na konci následné fáze po odkopu míče, když dochází ke zpomalení pohybu nohy (Rabello et al., 2021). M. biceps femoris švihové DK byl aktivnější v c. longum ve srovnání s c. breve téměř během celé fáze kopu, což může mít za následek větší flexi KOK při zášvihu před začátkem pohybu nohy dopředu, k němuž dochází přibližně v 75 % cyklu kopu (Brophy a kol., 2007). M. biceps femoris excentricky zpomaluje bérce po kontaktu s míčem, aby zabránil hyperextenzi KOK. Nižší aktivace c. longum m. biceps femoris švihové DK v raných fázích po odkopu míče ve srovnání s c. breve může naznačovat snížený podíl této části m. biceps femoris na zpomalení bérce po kontaktu s míčem. Na této činnosti se však významně podílejí i ostatní ischiokrurální svaly (Rabello et al., 2021).

Na (obrázku č. 7) vidíme, že hamstringy opěrné DK vykazují nejvyšší aktivitu ve 3. a 4. fázi, kdy zajišťují jednak stabilitu kolene, ale také stabilitu pánve v sagitální rovině. V případě švihové DK vykazují hamstringy větší aktivaci v během 1. a 5. fáze, kdy zahajují flexi v KOK a poté se podílejí na deceleraci bérce po odkopu míče. Aktivita m. vastus lateralis opěrné DK dosahuje nejvyšší hodnoty během 3. fáze, kdy je dosahováno maximální extenze v KYK švihové DK a je kladen vysoký nárok na stabilizace stojné DK. U švihové DK je nejvyšší aktivace m. vastus lateralis dosaženo během 1. fáze kopu. M. vastus medialis opěrné DK dosahuje vyšší aktivace během 2. až 4. fáze, kdy je nutné v koaktivaci s hamstringy stabilizovat mírně flektovaný KOK. Přičemž nejvyšší aktivace m. vastus medialis švihové DK je dosaženo během 1. fáze, kdy je zahájen zásvih švihové DK extendované v KYK i KOK (Brophy et al., 2007).

	Phase 1		Phase 2		Phase 3		Phase 4		Phase 5	
	Kick	Support	Kick	Support	Kick	Support	Kick	Support	Kick	Support
Iliacus <sup>†</sup>	57 ± 90	46 ± 30	96 ± 97	17 ± 22	149 ± 112	30 ± 38	131 ± 117	36 ± 37	95 ± 170	30 ± 18
Gluteus medius <sup>†</sup>	104 ± 68	74 ± 67	75 ± 60	84 ± 61	57 ± 46	109 ± 109	71 ± 61	119 ± 121	89 ± 78	82 ± 74
Gluteus maximus <sup>‡</sup>	148 ± 182	65 ± 57	74 ± 80	78 ± 57	73 ± 59	99 ± 60	114 ± 86	94 ± 72	129 ± 125	70 ± 60
Hamstrings <sup>†</sup>	63 ± 23	30 ± 61	39 ± 23	72 ± 65	26 ± 22	104 ± 104	33 ± 21	94 ± 134	50 ± 26	64 ± 111
Vastus lateralis <sup>†</sup>	60 ± 33	37 ± 39	36 ± 36	38 ± 27	50 ± 21	93 ± 49	87 ± 66	107 ± 66	52 ± 43	49 ± 29
Vastus medialis <sup>†</sup>	128 ± 103	37 ± 46	23 ± 20	60 ± 66	78 ± 52	202 ± 109	100 ± 57	228 ± 123	69 ± 62	90 ± 66
Gastrocnemius**	99 ± 35	14 ± 11	33 ± 24	40 ± 24	42 ± 27	75 ± 34	57 ± 33	70 ± 37	67 ± 51	41 ± 34

**Obrázek 7.** Srovnání svalové aktivity při kopu přímým nártem mezi opěrnou a fázickou DK (upraveno dle Brophy et al., 2007).

### 2.3.3 Změny a adaptace pohybového aparátu u fotbalistů

Následující část se věnuje typickým adaptacím specifických pro fotbal se zaměřením na myofasciální změny. Tyto změny se vyskytují fyziologicky, díky stereotypně vykonávaným pohybovým činnostem, které nutně nemusejí znamenat zvýšené riziko k poranění (Schleip et al., 2015).

Nejčastější změny a adaptační mechanismy se projevují různým stupněm pravolevé asymetrie (opěrná noha vs. kopající noha). Kopající neboli fázická DK představuje typ zátěže v otevřeném kinetickém řetězci. Každý kop je také spojen s činností v uzavřeném kinematickém řetězci na opěrné DK. Tyto fotbalově specifické pohybové vzorce doprovází nervosvalové mechanismy, které vytvářejí základ pro dlouhodobou adaptaci muskuloskeletálního systému. Z dlouhodobého hlediska lze předpokládat, že se tento systém progresivně přizpůsobuje charakteristickým pohybovým

vzorům a specifické zátěži optimalizací svalových reakcí a funkční strukturální přestavbou některých tkání (Schleip et al., 2015).

Na příkladu m. quadriceps femoris lze popsat funkční adaptaci na zátěž mezi dominantní a nedominantní DK. Dominantní DK vykazuje celkově vyšší sílu m. QF, ale ve srovnání s nedominantní DK vykazuje objemové nedostatky v oblasti m. vastus medialis. Z neurofyziologického hlediska lze objemový nedostatek m. vastus medialis dominantní DK vysvětlit tím, že během pohybu v otevřeném kinematickém řetězci není potřeba stabilizovat kolenní kloub ve smyslu rotace tibie vůči femuru v reakci na gravitační účinky. Dlouhodobá změna inervačního vzorce postupně vede k adaptaci optimalizované pro kopání do míče. Negativním dopadem může být, že se tímto procesem mění relativní poměr sil jednotlivých částí m. quadriceps femoris. Deficit m. vastus medialis má za následek lateralizaci pately silnějším m. vastus lateralis, čímž se mění kinematika femoropatelního kloubu. Naproti tomu zatížení opěrné nohy během kopu nemění fyziologický vzorec intraartikulární kinematiky. Proto jsou degenerativní změny ve femoropatelním kloubu statisticky mnohem častěji detekovány na dominantní (kopající) DK než na nedominantní (opěrné) DK (Schleip et al., 2015).

V případě flexorů KOK zkoumali Rahnema et al. (2007) bilaterální rozdíly v síle, přičemž zjistili nižší svalovou sílu na dominantní DK než na nedominantní DK. Tento rozdíl v síle byl zjištěn primárně při úhlové rychlosti 2.09 rad/s během koncentrické i excentrické kontrakce. Autoři jako možné vysvětlení rozdílu udávají, že při kopu je KOK nedominantní (opěrné) DK ohnut tak, že se flexory podílejí na jeho stabilizaci, dále podpírají váhu těla a odolávají reakci točivého momentu vyvinutého druhou DK. Naproti tomu během kopu dominantní DK musí být aktivita flexorů KOK inhibována, aby mohlo dojít k rychlé extenzi KOK před kontaktem s míčem.

U fotbalistů tedy můžeme očekávat změny a stranově specifické adaptace všech svalů, kloubů a vazů dolní končetiny spolu se změnami v přidružených myofasciálních řetězcích. Tyto změny se mohou individuálně lišit v závislosti na délce kariéry, kvantitě zátěže, kvalitě tréninku, regenerace atd. Proto je třeba s výskytem takových změn počítat, vhodně nastaveným tréninkem je kompenzovat a předcházet tak poranění (Schleip et al., 2015).

### 2.3.4 Incidence poranění dolní končetiny ve fotbale

Fotbal je komplexní kontaktní sport, ve kterém se zranění profesionálů objevuje s relativně vysokou četností. Fotbalisté hrají hru rychleji a agresivněji, než tomu bylo dříve, což na profesionální úrovni vyžaduje zvýšenou fyzickou zdatnost a intenzivnější trénink (Andersen, 2004). Celkově jsou asi dvě třetiny fotbalových zranění traumatické a další jedna třetina 27–33 % je způsobena přetížením. Studie odhalují, že poranění způsobená déletrvajícím přetížením mohou být stejně častá jako poranění akutního charakteru. Přibližně dvě třetiny traumatických poranění vznikají kontaktním mechanismem. Pozoruhodné je, že nekontaktní poranění tvoří 26–58 % všech poranění. Ke zraněním dochází především během úvodních nebo závěrečných 15 minut zápasu, což naznačuje význam vhodného rozcvičení a vliv postupující únavy během zápasu (Owoeye et al., 2020)

Profesionální fotbalový tým s 25 hráči za sezónu obvykle utrpí asi 50 zranění, která vyžadují rekonvalescenci delší než 3 dny, to odpovídá dvěma zraněním na hráče za sezónu (López-Valenciano et al., 2020). Obecně platné doporučení říká, že incidence poranění je počítána jako poměr počtu zranění na 1000 hodin expozice výkonu, ať už soutěžního či tréninkového (Fuller, 2006).

Ze systematického přehledu Pfirmanna et al. (2016) vyplývá, že se celková incidence poranění v profesionálním fotbale pohybuje od 2,48 do 9,4 zranění na 1000 hodin tréninku nebo zápasu. Přičemž na 1000 zápasových hodin připadá 8,7 až 65,9 zranění a v případě tréninků pak incidence činí od 1,37 do 5,8 zranění. Z těchto dat vyplývá, že mnohem více zranění připadá na soutěžní zápasy, které jsou charakteristické vyšší intenzitou zatížení než tréninkové jednotky.

Podobná data přináší také systematický přehled (López-Valenciano et al. (2020), který udává celkový výskyt zranění u mužských profesionálních fotbalistů 8,1 na 1000 hodin výkonu. Výskyt zranění v zápase (36 zranění/1 000 hodin expozice) byl téměř 10krát vyšší než výskyt zranění při tréninku (3,7 zranění/1 000 hodin expozice). Nejvyšší četnost výskytu připadá na poranění dolních končetin (6,8 poranění/1000 hodin expozice). Nejběžnějšími typy poranění je poranění svalů a šlach (4,6 poranění/1000 hodin expozice), které byly často způsobeny kontaktním mechanismem poranění. Nejčastější byla drobná poranění 1–3 dny potřebné rekonvalescence. Míra výskytu zranění v 5 nejlepších evropských profesionálních ligách se nelišila od míry výskytu v profesionálních ligách v jiných zemích (6,8 vs. 7,6 zranění/1000 hodin expozice).



Bowen et al. (2020) se zabývali incidencí poranění během tří sezón v anglické nejvyšší fotbalové soutěži. Za dobu trvání studie bylo zaznamenáno celkem 132 kontaktních i bezkontaktních poranění, což vychází na 13,3 zranění/1000 hodin expozice. Nejčastějším místem poranění bylo koleno, celkem 2,9/1000 hodin, z čehož 69 % bylo bezkontaktního charakteru, převážně meniskus nebo léze chrupavky a podvrtnutí vazů. Výskyt poranění při utkání byl pětkrát vyšší než při tréninku, zejména pak kontaktních poranění připadalo na soutěžní utkání více.

Studie Ekstrand et al. (2011) zaznamenávající incidenci svalového poranění fotbalistů během 8 sezón ve 24 evropských klubech hrajících nejvyšší soutěž v dané zemi registrovala celkem 2908 poranění. V průměru utrpěl každý hráč 0,6 poranění na sezónu. V týmu skládajícího se z 25 hráčů lze tedy očekávat cca 15 svalových zranění za sezónu. Svalová zranění představovala 31 % z celkového počtu, 92 % všech svalových zranění postihlo 4 hlavní svalové skupiny dolních končetin: hamstringy (37%), adduktory (23%), m. QF (19%) a lýtkové svaly (13%). Z celkového počtu svalových zranění připadlo 16 % na opakované poranění. Tato opakovaná poranění sebou nesla výrazně delší dobu absence než poranění prvotního charakteru. Výskyt svalových poranění se s věkem zvyšoval.

Novější studie Ekstranda et al. (2020) přináší přehled 31 nejčastějších poranění v profesionálním fotbale. Sledováno bylo z 116 týmů z celé Evropy během 16 sezón. Během této doby bylo celkem zaznamenáno 22 942 zranění, z čehož 19 926 tvořilo primární a 3016 opětovné zranění.

V (tabulce č. 1) je uveden výběr zaměřující se na oblast stehna a kolenního kloubu. Vždy je uveden druh poranění, počet z celku včetně procentuálního vyjádření a míra opětovného poranění v procentech.

**Tabulka 1.** Popisná statistika nejčastějších poranění ve fotbale (upraveno dle Ekstrand et al., 2020)

Poranění	Frekvence (% z celku)	Míra opětovného poranění (%)
Pohmoždění stehna	651 (3,3)	1,4
Pohmoždění KOK	465 (2,3)	4,1
M. QF (funkční)	218 (1,1)	13,8
M. QF (strukturální)	914 (4,4)	15,6
Hamstringy (funkční)	709 (3,6)	16,1
Hamstringy (strukturální)	2379 (13,8)	17,5
Synovitida KOK	279 (1,4)	48,0
Poranění pouzdra KOK	143 (0,7)	10,5
Patelární tendinopatie	231 (1,2)	33,3
LCL KOK	146 (0,7)	10,3
MCL KOK	760 (3,8)	10,3
chrupavky KOK	223 (1,1)	36,3
Laterální meniskus	128 (0,6)	23,4
ACL KOK	183 (0,9)	6,6

Z tabulky můžeme vidět, že v případě primárního poranění převažuje strukturální poškození hamstringů. Druhým nejvíce zastoupeným poraněním, je strukturální poškození m. QF. Třetí v pořadí následuje poranění MCL kolenního kloubu. Zajímavé údaje přináší procentuální vyjádření míry opětovného poranění, ze kterých můžeme vidět nejvyšší míru u bezkontaktních a chronických typů zranění. Nejvyšší procento představuje synovitida KOK, následovaná poškozením chrupavek KOK a patelární tendinopatií. U funkčního a strukturálního poškození hamstringů a m. QF je míra opětovného poranění srovnatelná s mírou převahou na straně hamstringů.

### 2.3.5 Rizikové faktory a prevence poranění ve fotbale

Stále více kliniků pohybujících se v profesionálním sportu zaujímá v rámci zdravotního týmu aktivní přístup k prevenci zranění. Prvními kroky při vytváření plánu řízení rizik je jejich odhad a posouzení. V této fázi jsou hlavními otázkami: jaká zranění můžeme očekávat? Které jsou nejzávažnější a způsobí dlouhou délku rekonvalescence? Kdy je riziko zranění největší? Účelem těchto otázek je určit, na které problémy je třeba se zaměřit v plánu řízení rizika pro jeho efektivní snížení. Tyto otázky lze zodpovědět zavedením nepřetržitého sledování zranění v týmu a vedením důkladné statistiky nebo přezkoumáním údajů z epidemiologických studií u týmů podobné výkonnostní úrovně (Bahr et al., 2018).

Rizikové faktory podmiňující poranění ve fotbale můžeme rozdělit na tzv. nemodifikovatelné a modifikovatelné. Mezi nemodifikovatelné řadíme: hráčský post, historii předchozích zranění, věk, genetické faktory, pohlaví, charakter konkurenčního prostředí, interakci obuvi a povrchu, předsezónní bolest kolenních kloubů, ranou sportovní specializaci a rychlost růstu. K modifikovatelným patří: míra zátěže a neuromuskulární a protektivní faktory (Owoeye et al., 2020).

Z nemodifikovatelných faktorů se jeví jako nejvýznamnější pro budoucí riziko předchozí poranění v anamnéze. Vykazuje silnou korelaci u poranění hamstringů, ACL a kotníku (Owoeye et al., 2020). Za zmínku stojí také role rané sportovní specializace, která se zdá být významným rizikovým faktorem budoucích poranění. I když neexistují přímé důkazy pro fotbal, studie Watson et al. (2019) naznačuje, že raná sportovní specializace je spojena s větším rizikem zranění mládeže v mnoha sportech. Elitní mladí fotbalisté jsou vystaveni většímu riziku traumatického zranění v období akcelerovaného růstu. Nedávná prospektivní studie na fotbalistech ve věku 10–12 let ukazuje souvislost mezi nárůstem délky nohou v průběhu sezóny a rizikem zranění z přetížení. Stejná studie naznačuje souvislost mezi delší délkou nohou a rizikem zranění z přetížení u fotbalistů ve věku 13–15 let (Rommers et al., 2020).

Neuromuskulární faktory jako nerovnováha poměru síly hamstringů a m. QF je klíčovým rizikovým faktorem pro zranění hamstringů, konkrétně snížená síla hamstringů ve vztahu k síle m. QF je rizikovým faktorem pro poranění kolenních vazů u mladých i dospělých fotbalistů. Snížená vzdálenost poskoku na jedné DK je také spojena se zvýšeným rizikem poranění hamstringů. Špatná mechanika dopadu, konkrétně zvýšená dynamická valgozita kolena, je spojena se zvýšeným rizikem poranění DKK, zejména poranění ACL. Dominance DK a asymetrie síly svalů DKK o 15 % nebo více mezi dominantní a nedominantní končetinou zvyšuje riziko poranění. Ukazuje se, že asymetrie větší než 4 cm na přední části testu Y-balance vystavuje fotbalisty až 2,5krát vyššímu riziku zranění. Skóre síly vnější rotace kyčle při použití ruční dynamometrie méně než 18 % tělesné hmotnosti jedince je spojeno s poraněním DKK a zad (Owoeye et al., 2020).

Na základě dostupných důkazů týkajících se modifikovatelných rizikových a protektivních faktorů pro fotbalová zranění odborníci vyvinuli a testovali intervence pro snížení muskuloskeletálních zranění ve fotbale. Existují rozsáhlé vysoce kvalitní důkazy (včetně dvou přehledů systematických přehledů), které ukazují klinickou účinnost intervencí založených na cvičení ve formě zahřívacího neuromuskulárního tréninku (NMT) pro snižování všech zranění souvisejících s fotbalem napříč pohlavím, věkem a

úrovni dovedností. Konkrétně zahřívací program 11+ (dříve nazývaný FIFA 11+) snižuje celkovou míru zranění o 30–47 %, míru poranění dolních končetin o 39–44 %, zranění způsobené přetížením o 55 % a míru poranění KOK o 52 % (Al Attar & Alshehri, 2019). Nové důkazy také naznačují, že 11+ Kids (verze pro děti do 12 let) snižuje míru rizika pro mladé fotbalisty o 48 % (Rössler et al., 2018).

V nedávném systematickém přehledu Hanlon et al. (2020) bylo zjištěno, že aplikace programů prevence zranění u sportovců snižuje míru zranění až o 46 %. Kromě toho, při provádění izolovaného Nordic Hamstring Curl může být riziko poranění hamstringů sníženo až o 51 %, pokud je cvičení Nordic Hamstring Curl prováděno izolovaně. Shrnující přehled Webster & Hewett (2018) prokazuje, že u všech poranění ACL v heterogenním vzorku lze dosáhnout 50% snížení rizika poranění sportovců, včetně fotbalistů, když je implementována rozvíčka před tréninkem nebo soutěžním zápasem na bázi NMT vycházejícího z programu 11+.

Přehled současné literatury Beato et al. (2021) naznačuje že silový trénink, ve smyslu odporového, excentrického tréninku s expandérem, může být účinnou metodou ke snížení rizika zranění u fotbalistů. Tréninkové strategie zahrnující více složek např. kombinaci tréninku síly, rovnováhy a plyometrie jsou účinné při snižování bezkontaktních zranění. Dále soubor aktuálně publikovaných výzkumů podporuje použití excentrického tréninku ve sportu, který nabízí jedinečné fyziologické reakce ve srovnání s jinými modalitami odporového cvičení. Zdá se, že zejména cvičení Nordic Hamstring je efektivní možností pro snížení zranění hamstringů u fotbalistů. Navíc trénink s expandérem nabízí specifické tréninkové zvláštnosti a výhody, které souvisí s kombinací jak koncentrické, tak excentrické kontrakce, což může hrát důležitou roli v prevenci zranění. Tyto navržené metody by měly být začleněny do tréninkové rutiny, aby došlo ke snížení pravděpodobnosti zranění hráčů. Je však zapotřebí dalšího výzkumu, který by ověřil výhody a nevýhody těchto tréninkových metod pro prevenci zranění na konkrétních kohortách fotbalistů (Beato et al., 2021).

### **2.3.6 Cviky pro kompenzaci a primární prevenci poranění DK ve fotbale**

Bezkontaktní poranění jsou ve fotbale spojeny jak s neovlivnitelnými faktory, jako je např. pohlaví nebo věk, tak s modifikovatelnými faktory, které lze zlepšit pomocí preventivních programů ovlivňujících sílu, rovnováhu nebo flexibilitu. V těchto programech je důležité se nezaměřovat pouze na DKK a brát v potaz zapojení komplexních myofasciálních řetězců a svalových smyček během fotbalových aktivit.

Takovým programem je FIFA 11+ vyvinutý v roce 2006 pod vedením FIFA Medical Assessment and Research Center, ve spolupráci s centrem pro výzkum sportovního traumatu v Oslu a centrem ortopedie a sportovní medicíny v Santa Monice (Al Attar & Alshehri, 2019; Sadigursky et al., 2017).

Program FIFA 11+ se skládá ze tří základních pilířů. Prvním je rozcvičení zahrnující běh v pomalém tempu, koordinační prvky, dynamické protažení a kontrolované souboje se spoluhráčem. Druhý a nejdůležitější pilíř zahrnuje stabilizaci středu těla, excentrický a proprioceptivní trénink, dynamickou stabilizaci a plyometrické cvičení. Poslední část obsahuje běžecká cvičení se změnami směru (Liu et al., 2021).

Výsledky přehledu systematických přehledů Al Attar & Alshehri (2019) ukazují, že preventivní program FIFA 11+ snižuje celkové riziko poranění až o 34 % a riziko poranění DKK až o 29 %. Tento přehled dále vyzdvihuje důležitost Nordic Hamstring. Pokud týmy tento cvik zařadili do svých preventivních programů, snížilo se u jejich hráčů riziko poranění hamstringů až o 51 % v porovnání s týmy, kde tento cvik chyběl.

Přestože bylo několika studiemi prokázáno, že cvičení Nordic Hamstring vyvolává strukturální a funkční adaptace snižující riziko poranění hamstringů, stále není v profesionálních klubech tento cvik aktivně zařazován do preventivního programu (Shield & Bourne, 2018; Vatovec et al., 2020). Možným důvodem nízké adherence klubů a samotných hráčů jsou vysoké předepisované dávky v rámci preventivního programu. Systematický přehled Cuthbert et al. (2020) uvádí, že efekt strukturální adaptace hamstringů v průběhu 6ti týdnů cvičení Nordic Hamstring Curl není přímo závislý na objemu cvičení. Tento závěr by měl být brán v potaz při nastavování preventivních cvičebních programů ve fotbalových klubech.

K poranění m. QF dochází často při činnostech zahrnujících opakované sprinty a většinou se vyskytuje během excentrické fáze. M. QF je díky své biartikulární povaze vystaven vysokému riziku poranění při zrychlení, deceleraci, změně směru nebo kopu. K zvýšení rizika poranění m. QF přispívá jeho nedostatečná flexibilita a excentrická kapacita. Cvičení Reverse Nordic Hamstring je excentrická aktivita v otevřeném kinematickém řetězci. Představuje slibnou alternativu v rámci excentrického cvičení v prevenci poranění extenzorového aparátu KOK (Alonso-Fernandez et al., 2021). Řada studií uvádí po zařazení Reverse Nordic Hamstring do preventivních programů prodloužení svalových svazků m. vastus lateralis a medialis a m. rectus femoris o 13 % (Baroni et al., 2015; Blazevich et al., 2007; Coratella et al., 2015).

Plyometrie spočívá v rychlém protažení svalu (excentrickém působení), po kterém bezprostředně následuje koncentrická aktivita stejného svalu a pojivové tkáně. Tato tréninková metoda se používá ke zvýšení síly a výbušnosti a zahrnuje pestrou škálu bilaterálních a unilaterálních skoků a poskoků (Keeley et al., 2011). Pokud jde o fotbalisty, plyometrie zlepšuje výkon ve výskoku, sprintu, změně směru a v síle kopu, stejně jako silovou vytrvalost (Moran et al., 2021). Data ukazují, že zařazení plyometrického tréninku do preventivních programů výrazně zvyšuje schopnost fasciálního systému absorbovat a následně využít kinetickou energii, zlepšuje mezisvalovou koordinaci (např. efektivita reciproční inhibice), vede k zvýšení dráždivosti napínacího reflexu a dále vede ke změnám v mechanice svalových vláken a architektuře svalů (Slimani et al., 2016). Drop jump je základním kamenem plyometrických tréninkových programů, ale má i další různé aplikace, včetně screeningu rizika zranění a monitorování tréninku a neuromuskulární připravenosti (Pedley et al., 2017). Navíc přidání odporu např. pomocí expanderu může stimulovat nábor motorických jednotek a tím zvyšovat silový potenciál svalstva v daném pohybu (Healy & Comyns, 2017).

### 3 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

#### 3.1 Hlavní cíl

Cílem této práce bylo hodnocení rozsahu pohybu a svalové síly flexorů a extenzorů opakovaně zatěžovaného kolenního kloubu DDK i NDK u profesionálních fotbalistů.

#### 3.2 Dílčí cíle

1. Porovnání naměřených hodnot maximální izometrické svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu DDK i NDK a  $H/Q_{IZO}$  poměru mezi profesionálními fotbalisty a kontrolní skupinou.
2. Na základě pilotního měření dat a dostupných poznatků v odborné literatuře do přílohy navrhnout vybrané cviky pro kompenzaci zatížení a primární prevenci poranění kolenního kloubu u fotbalistů.

#### 3.3 Výzkumné otázky

**V<sub>1</sub>:** Je rozdíl v celkovém rozsahu pohybu kolenního kloubu mezi DDK a NDK u fotbalistů?

**V<sub>2a</sub>:** Je rozdíl v maximální izometrické svalové síle flexorů v 90° a 30° nastavení mezi DDK a NDK u fotbalistů?

**V<sub>2b</sub>:** Je rozdíl v maximální izometrické svalové síle extenzorů v 90° a 30° nastavení mezi DDK a NDK u fotbalistů?

**V<sub>3a</sub>:** Je rozdíl v maximální izometrické svalové síle flexorů DDK a NDK mezi fotbalisty a kontrolní skupinou?

**V<sub>3b</sub>:** Je rozdíl v maximální izometrické svalové síle extenzorů DDK a NDK mezi fotbalisty a kontrolní skupinou?

**V<sub>4a</sub>:** Je rozdíl ve vyhodnoceném izometrickém poměru ( $H/Q_{IZO}$ ) v různém úhlovém nastavení kolenního kloubu DDK a NDK u fotbalistů?

**V<sub>4b</sub>:** Liší se vyhodnocený  $H/Q_{IZO}$  poměr v různém úhlovém nastavení mezi fotbalisty a kontrolní skupinou?

## 4 METODIKA

### 4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor tvořilo celkem 30 probandů (mužů) ve věku od 18 do 25 let rozdělených na experimentální (n=15) a kontrolní skupinu (n=15). Experimentální skupinu (dále fotbalisté) tvořilo 15 profesionálních fotbalistů. Tito fotbalisté splnily inkluzivní kritéria. Ta zahrnovala hráče v poli ve věku od 18 do 25 let, kteří jsou členy širšího prvoligového fotbalového kádru SK Sigma Olomouc a hrají fotbal více jak 12 let s intenzitou tréninků 6krát až 8krát týdně plus zápas, pravidelně se účastní všech tréninkových jednotek a zápasů klubu, v posledním roce neprodělali závažné ortopedické poranění kolenního kloubu DDK i NDK, aktuálně nemají akutní poranění DKK a jsou v dobrém zdravotním stavu umožňujícím plnou fyzickou zátěž.

Kontrolní skupinu (n = 15) tvořilo 15 náhodně vybraných studentů FTK, kteří splnili inkluzivní kritéria: věk od 18 do 25 let, sport pouze na rekreační úrovni, absence závažných ortopedických poranění kolenního kloubu DDK i NDK, absence akutního poranění DKK a v době měření dobrý zdravotní stav. V obou skupinách je shodně dominantní PDK vůči LDK poměrem 12 ku 3.

**Tabulka 2.** Základní charakteristika výzkumného souboru

Skupina	Věk (roky)	Výška (cm)	Hmotnost (kg)	BMI (kg.m <sup>2</sup> )
f (n = 15)	20,5 ± 2	183,1 ± 5,1	76,7 ± 4,8	22,89 ± 0,99
k (n = 15)	20,9 ± 1,1	181 ± 5,5	77,1 ± 1,1	23,45 ± 1,83

Vysvětlivky: f – fotbalisté, k – kontrolní

### 4.2 Sběr a zpracování dat

Výzkum byl schválen Etickou komisí FTK UP (Příloha 1). Všichni účastníci byly před zahájením měření poučeni o jeho průběhu a dobrovolně podepsaly informovaný souhlas (Příloha 2).

Sběr dat probíhal v případě kontrolní skupiny 27. 09. 2021 v učebních prostorách FTK UPOL v dopoledních hodinách. Probandi v kontrolní skupině před měřením neabsolvovali žádnou sportovní aktivitu. V případě výzkumné skupiny probíhal sběr dat 29. 09. 2021 v interiéru Androva stadionu SK Sigma Olomouc. Hráči byli testováni v dopoledních hodinách před tréninkovou jednotkou podle předem stanoveného časového harmonogramu. Poslední soutěžní zápas odehráli 4 dny před testováním. Délka měření



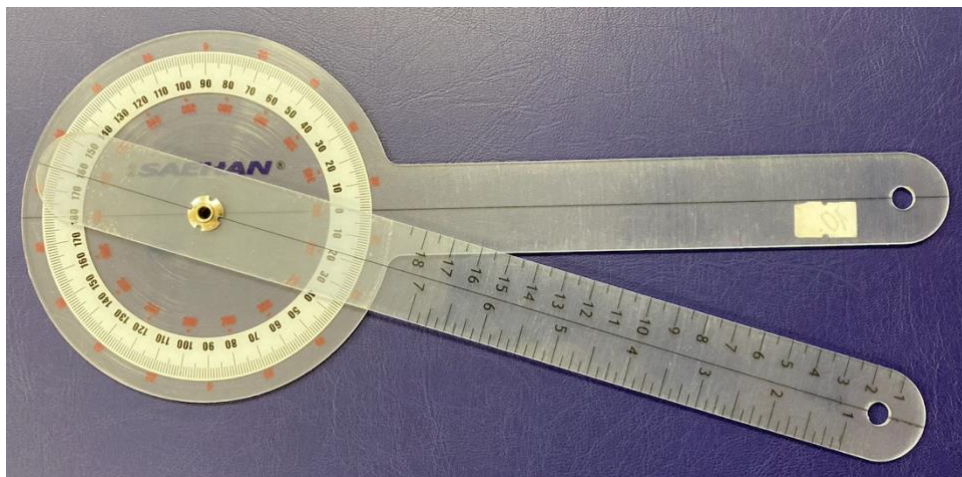
jednoho probanda, včetně odebrání anamnézy a podpisu informovaného souhlasu byla v průměru 15–20 minut. Testování prováděli dva vyškolení fyzioterapeuti.

Před samotným testováním byl každý z účastníků pečlivě seznámen s průběhem a charakterem testování. Dále byla odebrána anamnéza zahrnující: věk, váhu, výšku, lateralitu, bolesti nebo jiné obtíže pohybového aparátu, či případné úrazy a operace zaměřené primárně na oblast kolenních kloubů, aktuální zdravotní stav a u fotbalistů počet let, po který se sportu aktivně věnují, skladba tréninkových jednotek (včetně regenerace a kompenzace), herní post a vytížení v soutěžních zápasech. Údaje z anamnézy ukazují na homogenitu experimentálního souboru v potenciálně zkreslujících proměnných jako je věk, tělesná hmotnost a výška.

Samotné testování zahrnovalo měření rozsahu pohybu (ROM) do flexe a extenze v kolenním kloubu DKK a měření izometrické svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu DDK i NDK.

#### 4.2.1 Goniometrie

Měření ROM v kolenním kloubu DDK a NDK bylo provedeno pomocí mezinárodního standartního goniometru podle Jandy & Pavlů (1993).



**Obrázek 8.** Mezinárodní standartní goniometr (archiv autora)

Planimetrickou metodou byl vyšetřen aktivní ROM do FL a EXT v KOK obou DKK. Každé vyšetření bylo provedeno 2krát jedním fyzioterapeutem a výsledek byl zprůměrován. Výchozí pozice pro vyšetření FL byla vleže na břiše s nulovým postavením v kyčelním i kolenním kloubu, špičkami přes okraj lehátka a podloženým břichem. Fixace byla provedena druhým fyzioterapeutem na křížové kosti, aby nedocházelo k nadměrné

anteverzi pánve. Střed goniometru byl přiložen na laterálním epikondylu femuru, pevné rameno směřovalo v podélné ose femuru a pohyblivé šlo s podélnou osou fibuly (Obrázek 9). Pro vyšetření EXT byla využita poloha na zádech s nulovým postavením v kyčelním i kolenním kloubu. Druhý fyzioterapeut fixoval femur vyšetřované DK. Střed goniometru byl přiložen na laterální epikondyl femuru, pevným ramenem směřujícím s podélnou osou femuru a pohyblivým ramenem paralelně s pohyblivou osou fibuly směřujícím k laterálnímu malleolu.



**Obrázek 9.** Měření aktivního rozsahu pohybu do flexe v kolenním kloubu (archiv autora)

#### 4.2.2 Ruční dynamometrie

Pro vyšetření izometrické svalové síly flexorů a extenzorů KOK obou DKK byl použit ruční dynamometr „Lafayette Manual Muscle Test System“. Před samotným testováním byl každý proband instruován, aby se během testování držel rukama bočního okraje stolu a prováděl maximální izometrickou svalovou kontrakci, tj. bez pohybu v KOK po dobu 5 sekund. Dále byly s každým probandem dle doporučení Almeidy et al. (2019) provedeny dvě zkušební kontrakce (submaximální intenzita), mezi kterými byla pauza 30s jako zahřátí a zároveň ujištění, že úkol dobře pochopil a byl adekvátně stabilizován po celou dobu testu.



**Obrázek 10.** Lafayette Manual Muscle Test System (archiv autora)

Výchozí pozice vycházela z protokolu Muff et al. (2016), kdy byli probandi požádáni, aby si sedli s bérce volně visícími přes okraj standardního nastavitelného vyšetřovacího stolu. Následně byli vyšetřujícím nastaveni do 90° FL v KYK, tak aby byla mezi podkolenní jamkou a okrajem stolu vzdálenost 1–2 cm. Výška vyšetřovacího stolu byla upravena tak, aby mezi nohama účastníka a podlahou byla vzdálenost asi 10 cm. Dynamometr byl v případě měření extenzorů KOK umístěn na přední část bérce asi 5 cm nad linii talotibiálního kloubu a pro hodnocení flexorů na zadní část lýtky, 1–2 cm nad laterální kotník.

Dle Muffa et al. (2016) zaujal vyšetřující fyzioterapeut stabilní polohu, kdy si klekl na koleno jedné DK a druhou se zapíral o stěnu, přičemž vytvářel horními končetinami odpor v horizontálním směru proti kontrakci probanda, aby udržoval izometrický charakter kontrakce.

Testování probíhalo pro extenzorovou i flexorovou svalovou skupinu DDK i NDK v nejprve v 90° a poté ve 30° FL kolenního kloubu. Poloha testované DK byla druhým fyzioterapeutem před měřením ověřena pomocí goniometru. Měření začalo extenzory, následované flexory DDK. Pro každou svalovou skupinu provedli probandi 2 maximální izometrické kontrakce po dobu 5 sekund měřené jedním fyzioterapeutem.

Mezi každým pokusem byla pauza 60 sekund. Po 2minutové pauze byly extenzory a flexory kolenního kloubu NDK hodnoceny podle stejného protokolu.



**Obrázek 11.** Měření izometrické svalové síly extenzorů (a) a flexorů (b) kolenního kloubu DDK v 90° nastavení (archiv autora)

#### 4.3 Statistické zpracování dat

Data z přístroje Lafayette Manual Muscle Test System byla přenesena do MS Excel, kde byla roztríděna ke statistickému zpracování. Ke statistickému zpracování dat byl využit program STATISTICA 13 (StatSoft Inc., USA). U dat byla provedena základní popisná charakteristika (aritmetický průměr, minimální a maximální hodnota, medián a směrodatná odchylka). Pro porovnání dat mezi skupinami byl využit Mann-Whitney U Test. Pro porovnání dat v rámci jedné skupiny pak Wilcoxonův párový test. Hladina statistické významnosti byla stanoven na  $\alpha = 0,05$ .

## 5 VÝSLEDKY

### 5.1 Výsledky k výzkumné otázce V<sub>1</sub>

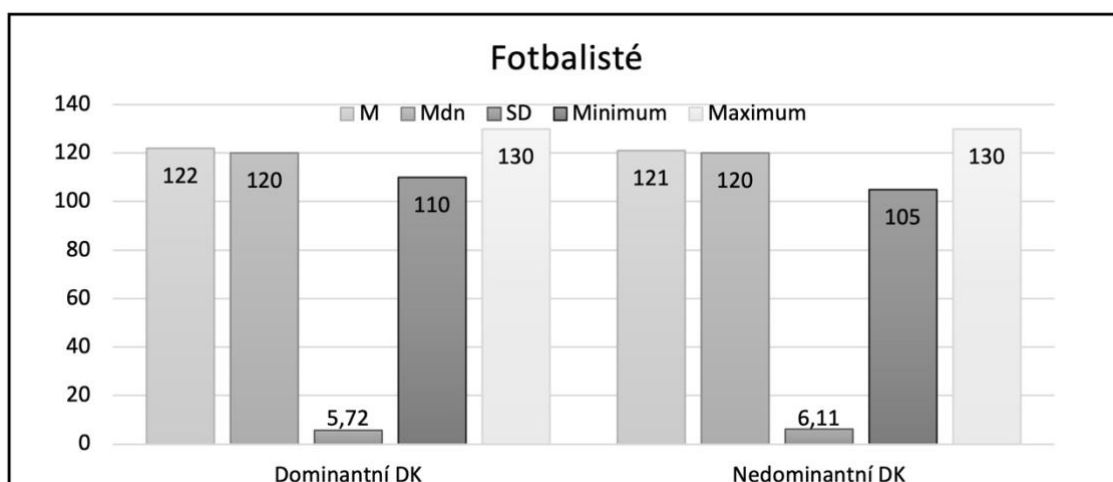
**V<sub>1</sub>:** Je rozdíl v celkovém rozsahu pohybu kolenního kloubu mezi DDK a NDK u fotbalistů?

První výzkumná otázka se zabývá hodnocením a porovnáním rozsahu pohybu v kolenním kloubu mezi DDK a NDK ve skupině fotbalistů. Tabulka č. 3 ukazuje popisnou charakteristiku ROM DDK a NDK u fotbalistů, grafické znázornění stejných proměnných představuje obrázek č. 12 a v tabulce č. 4 je statistické porovnání dat Wilcoxonovým párovým testem.

**Tabulka 3.** Popisná charakteristika celkového rozsahu pohybu mezi DDK a NDK u fotbalistů (n = 15)

Proměnná	M	Mdn	SD	minimum	maximum
Dominantní DK (°)	122	120	5,72	110	130
Nedominantní DK (°)	121	120	6,11	105	130

Vysvětlivky: DK – dolní končetina, M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka



Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka, DK – dolní končetina

**Obrázek 12.** Srovnání hodnot celkového rozsahu pohybu (°) mezi DDK a NDK u fotbalistů (n = 15)

**Tabulka 4.** Wilcoxonův párový test – porovnání celkového rozsahu pohybu mezi DDK a NDK u fotbalistů (n = 15)

Dvojice proměnných	T	Z	p- hodnota
ROM dominantní a nedominantní DK	49,00	0,62	0,53

Vysvětlivky: ROM – rozsah pohybu, DK – dolní končetina, p – statistická významnost

**Závěr:** Při statickém porovnání výsledků celkového rozsahu pohybu mezi DDK a NDK u fotbalistů nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl.

## 5.2 Výsledky k výzkumným otázkám V<sub>2a</sub> a V<sub>2b</sub>

**V<sub>2a</sub>:** Je rozdíl v maximální izometrické svalové síle flexorů v 90° a 30° nastavení mezi DDK a NDK u fotbalistů?

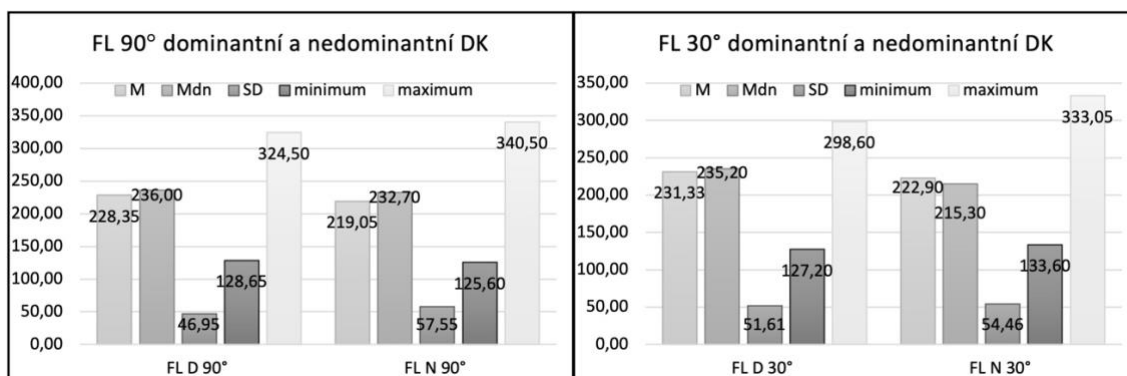
**V<sub>2b</sub>:** Je rozdíl v maximální izometrické svalové síle extenzorů v 90° a 30° nastavení mezi DDK a NDK u fotbalistů?

Tyto výzkumné otázky zjišťují, zda je rozdíl v hodnotách maximální izometrické svalové síly flexorů a extenzorů v 90° a 30° nastavení mezi DDK a NDK končetinou u fotbalistů. V tabulce č. 5 najdeme popisná data fotbalistů, na obrázku č. 13 a č. 14 jsou graficky znázorněny vybrané hodnoty a tabulka č. 6 statisticky porovnává data v rámci skupiny fotbalistů. Tabulka č. 7 vyjadřuje procentuální rozdíl v maximální izometrické svalové síle mezi DDK a NDK u fotbalistů.

**Tabulka 5.** Popisná charakteristika flexe a extenze v 90° a 30° mezi DDK a NDK u fotbalistů (n = 15), uvedeno v newtonech

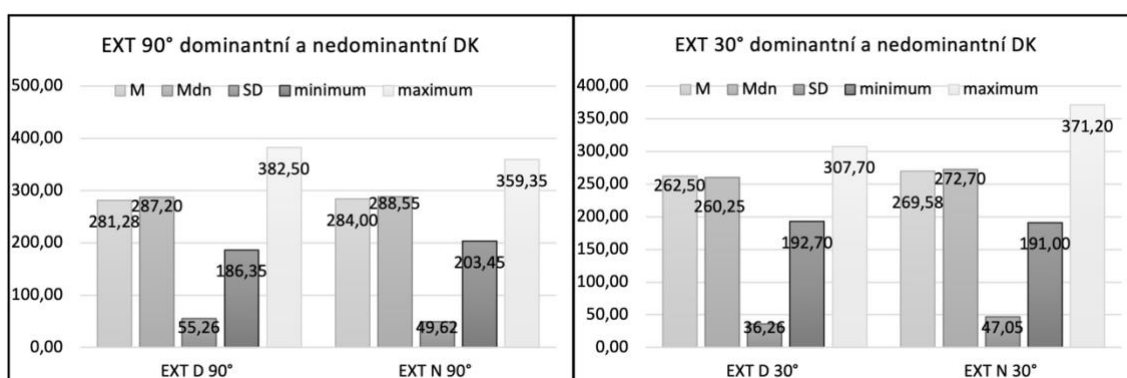
Proměnná	M	Mdn	SD	minimum	maximum
<b>FL D 90°</b>	228,35	236,00	46,95	128,65	324,50
<b>FL N 90°</b>	219,05	232,70	57,55	125,60	340,50
<b>FL D 30°</b>	231,33	235,20	51,61	127,20	298,60
<b>FL N 30°</b>	222,90	215,30	54,46	133,60	333,05
<b>EXT D 90°</b>	281,28	287,20	55,26	186,35	382,50
<b>EXT N 90°</b>	284,00	288,55	49,62	203,45	359,35
<b>EXT D 30°</b>	262,50	260,25	36,26	192,70	307,70
<b>EXT N 30°</b>	269,58	272,70	47,05	191,00	371,20

Vysvětlivky: FL – flexe, EXT – extenze, D – dominantní, N – nedominantní, M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka



Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka, FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, DK – dolní končetina

**Obrázek 13.** Srovnání hodnot maximální izometrické síly flexe v 90° a 30° mezi DDK a NDK u fotbalistů (n = 15)



Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka, FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, DK – dolní končetina

**Obrázek 14.** Srovnání hodnot maximální izometrické síly extenze v 90° a 30° mezi DDK a NDK u fotbalistů (n = 15)

**Tabulka 6.** Wilcoxonův párový test – porovnání maximální izometrické svalové síly flexorů a extenzorů mezi DDK a NDK u fotbalistů (n = 15)

Dvojice proměnných	T	Z	p- hodnota
D FL 90° a N FL 90°	41,00	1,08	0,28
D FL 30° a N FL 30°	43,00	0,97	0,33
D EX 90° a N EX 90°	50,00	0,57	0,57
D EX 30° a N EX 30°	50,00	0,57	0,57

Vysvětlivky: FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, EXT – extenze, p – statistická významnost

**Tabulka 7.** Rozdíl maximální izometrické svalové síle mezi DDK a NDK u fotbalistů v 90° a 30° vyjádřený v procentech

Proměnná	Rozdíl (%)
FL D 90° a FL N 90°	1,40
FL D 30° a FL N 30°	8,46
EXT D 90° a EXT N 90°	0,47
EXTD 30° a EXT N 30°	4,57

Vysvětlivky: FL – flexe, EXT – extenze, D – dominantní, N – nedominantní

**Závěr:** Výsledky maximální izometrické svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu v 90° a 30° mezi DDK a NDK u fotbalistů neprokazují statisticky významné rozdíly. V případě FL dosahuje DDK větších hodnot v 90° i 30° nastavení kolene, naopak u EXT vykazuje vyšší hodnoty NDK v obou úhlových nastaveních. Procentuálně vyjádřený rozdíl stejných proměnných neukazuje na rozdíl větší než 10 %. Na základě těchto výsledků můžeme konstatovat, že by fotbalisté neměli být ohroženi vznikem zranění na základě asymetrie ve svalové síle mezi DDK a NDK.

### 5.3 Výsledky k výzkumným otázkám V<sub>3a</sub> a V<sub>3b</sub>

**V<sub>3a</sub>:** Je rozdíl v maximální izometrické svalové síle flexorů DDK a NDK mezi fotbalisty a kontrolní skupinou?

**V<sub>3b</sub>:** Je rozdíl v maximální izometrické svalové síle extenzorů DDK a NDK mezi fotbalisty a kontrolní skupinou?

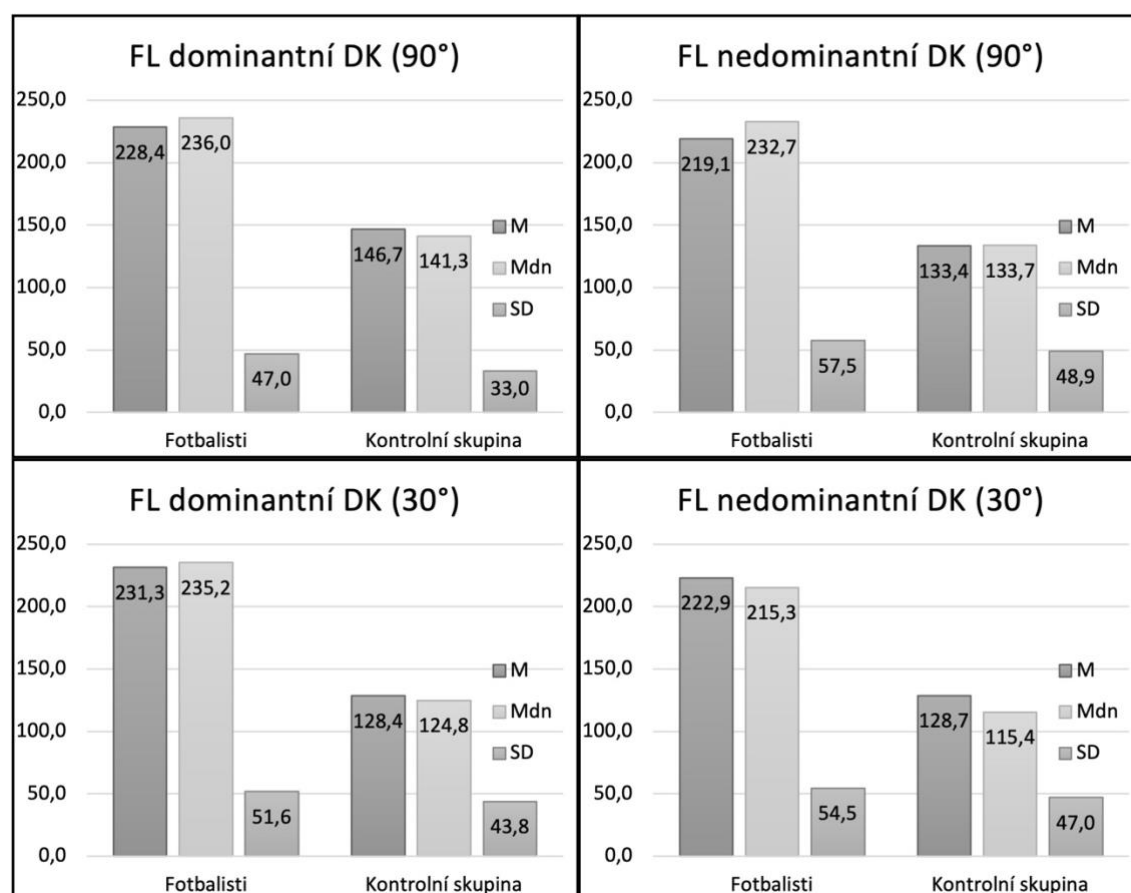
Tyto výzkumné otázky zjišťují, zda jsou rozdíly v naměřené hodnotě maximální izometrické svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu DDK a NDK mezi fotbalisty a kontrolní skupinou. V tabulkách č. 8 a č. 10 jsou uvedeny popisné charakteristiky sledovaných parametrů. Zjednodušené grafické zpracování vybraných parametrů je zobrazeno na obrázku č. 15 a č. 16. A v tabulkách č. 9 a č. 11 jsou představeny výsledky Mann-Whitney U Testu maximální izometrické svalové síly flexorů a extenzorů DDK a NDK v 90° a 30° nastavení.



**Tabulka 8.** Popisná charakteristika vybraných parametrů izometrické síly flexorů u fotbalistů (n = 15) a kontrolní skupiny (n = 15), uvedeno v newtonech

Proměnná	M	Mdn	SD	minimum	maximum
FL D 90° f	228,4	236,0	47,0	128,7	324,5
FL D 90° k	146,7	141,3	33,0	100,4	197,4
FL N 90° f	219,1	232,7	57,5	125,6	340,5
FL N 90° k	133,4	133,7	48,9	55,6	236,6
FL D 30° f	231,3	235,2	51,6	127,2	298,6
FL D 30° k	128,4	124,8	43,8	68,8	255,9
FL N 30° f	222,9	215,3	54,5	133,6	333,1
FL N 30° k	128,7	115,4	47,0	65,5	213,5

Vysvětlivky: FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, f – fotbalisté, k – kontrolní skupina, M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka



Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka, DK – dolní končetina

**Obrázek 15.** Srovnání hodnot maximální izometrické svalové kontrakce u fotbalistů (n = 15) a kontrolní skupiny (n = 15)

**Tabulka 9.** Výsledky Mann-Whitney U Testu maximální izometrické svalové síly flexorů kolenního kloubu mezi fotbalisty (n=15) a kontrolní skupinou (n=15)

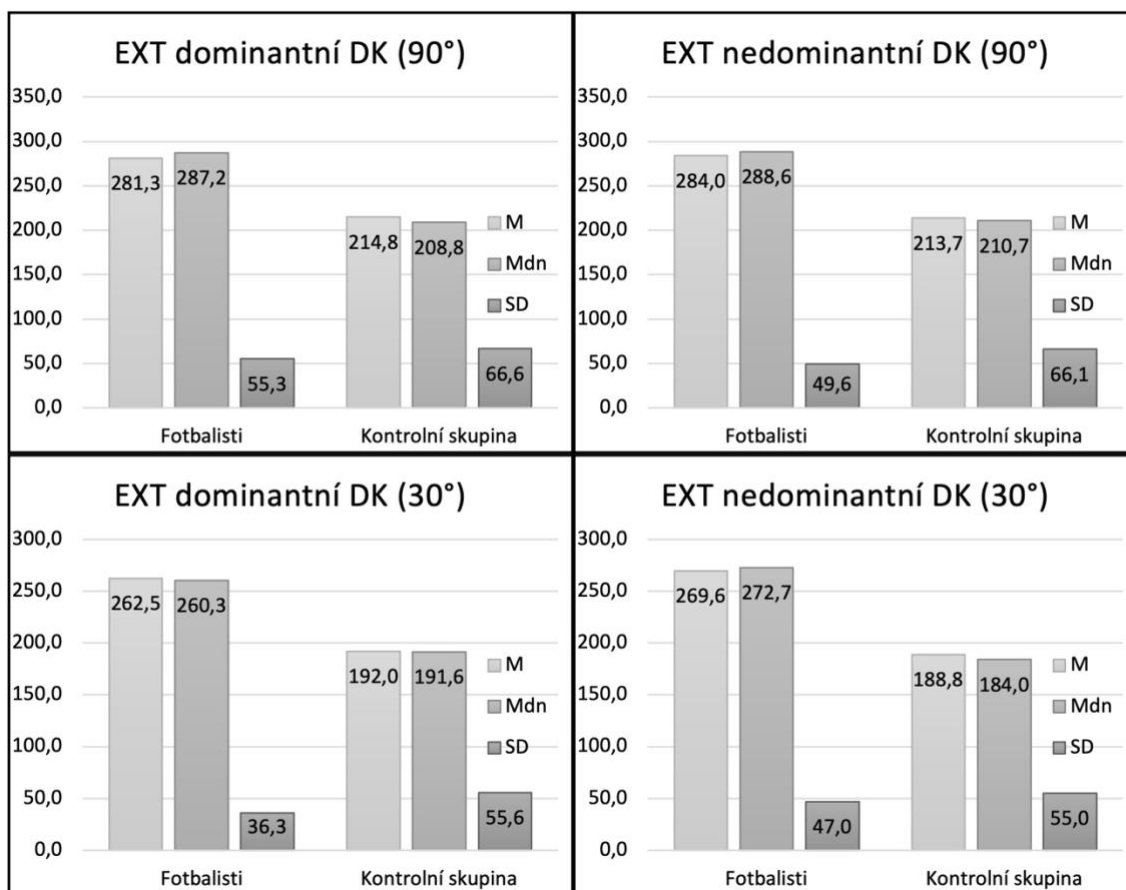
Proměnná	U	Z	p- hodnota
<b>FL D 90° f a k</b>	17,00	3,94	<,001*
<b>FL N 90° f a k</b>	29,00	3,44	<,001*
<b>FL D 30° f a k</b>	19,00	3,86	<,001*
<b>FL N 30° f a k</b>	20,00	3,82	<,001*

Vysvětlivky: FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, f – fotbalisté, k – kontrolní skupina, p – statistická významnost, \* označení statistické významnost na hladině  $\alpha = 0,05$

**Tabulka 10.** Popisná charakteristika sledovaných parametrů izometrické síly extenzorů u fotbalistů (n = 15) a kontrolní skupiny (n = 15), uvedeno v newtonech

Proměnná	M	Mdn	SD	minimum	maximum
<b>EXT D 90° f</b>	281,3	287,2	55,3	186,4	382,5
<b>EXT D 90° k</b>	214,8	208,8	66,6	130,7	365,3
<b>EXT N 90° f</b>	284,0	288,6	49,6	203,5	359,4
<b>EXT N 90° k</b>	213,7	210,7	66,1	111,8	351,3
<b>EXT D 30° f</b>	262,5	260,3	36,3	192,7	307,7
<b>EXT D 30° k</b>	192,0	191,6	55,6	87,2	315,1
<b>EXT N 30° f</b>	269,6	272,7	47,0	191,0	371,2
<b>EXT N 30° k</b>	188,8	184,0	55,0	109,5	316,3

Vysvětlivky: EXT – extenze, D – dominantní, N – nedominantní, f – fotbalisté, k – kontrolní skupina, M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka



Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka, DK – dolní končetina

**Obrázek 16.** Srovnání hodnot maximální izometrické svalové kontrakce u fotbalistů a kontrolní skupiny

**Tabulka 11.** Výsledky Mann-Whitney U Testu maximální izometrické svalové síly extenzorů kolenního kloubu DDK a NDK v 90° a 30° nastavení mezi fotbalisty (n = 15) a kontrolní skupinou (n = 15)

Proměnná	U	Z	p- hodnota
<b>EXT D 90°</b>	47,00	2,70	<b>0,01*</b>
<b>EXT N 90°</b>	42,00	2,90	<b>&lt;,001*</b>
<b>EXT D 30°</b>	31,00	3,36	<b>&lt;,001*</b>
<b>EXT N 30°</b>	30,00	3,40	<b>&lt;,001*</b>

Vysvětlivky: EXT – extenze, D – dominantní, N – nedominantní, f – fotbalisté, k – kontrolní skupina, p – statistická významnost, \* označení statistické významnosti na hladině  $\alpha = 0,05$

**Závěr:** Výsledky maximální izometrické svalové síly flexorů měřené v 90° a 30° nastavení kolenního kloubu DDK i NDK mezi fotbalisty a kontrolní skupinou prokazují statisticky významné rozdíly. Statisticky významný rozdíl je patrný jak v 90° nastavení, tak i ve 30° nastavení DDK i NDK. Větší rozdíl je patrný u DDK.

Výsledky maximální izometrické svalové síly extenzorů měřené v 90° a 30° nastavení kolenního kloubu DDK i NDK končetiny mezi fotbalisty a kontrolní skupinou prokazují statisticky významné rozdíly ve všech posuzovaných kombinacích stejně, jako je tomu u flexorů. V tomto případě pozorujeme mírně větší rozdíl u NDK.

#### 5.4 Výsledky k výzkumným otázkám V<sub>4a</sub> a V<sub>4b</sub>

**V<sub>4a</sub>:** Je rozdíl ve vyhodnoceném H/Q<sub>IZO</sub> poměru v různém úhlovém nastavení kolenního kloubu mezi DDK a NDK u fotbalistů?

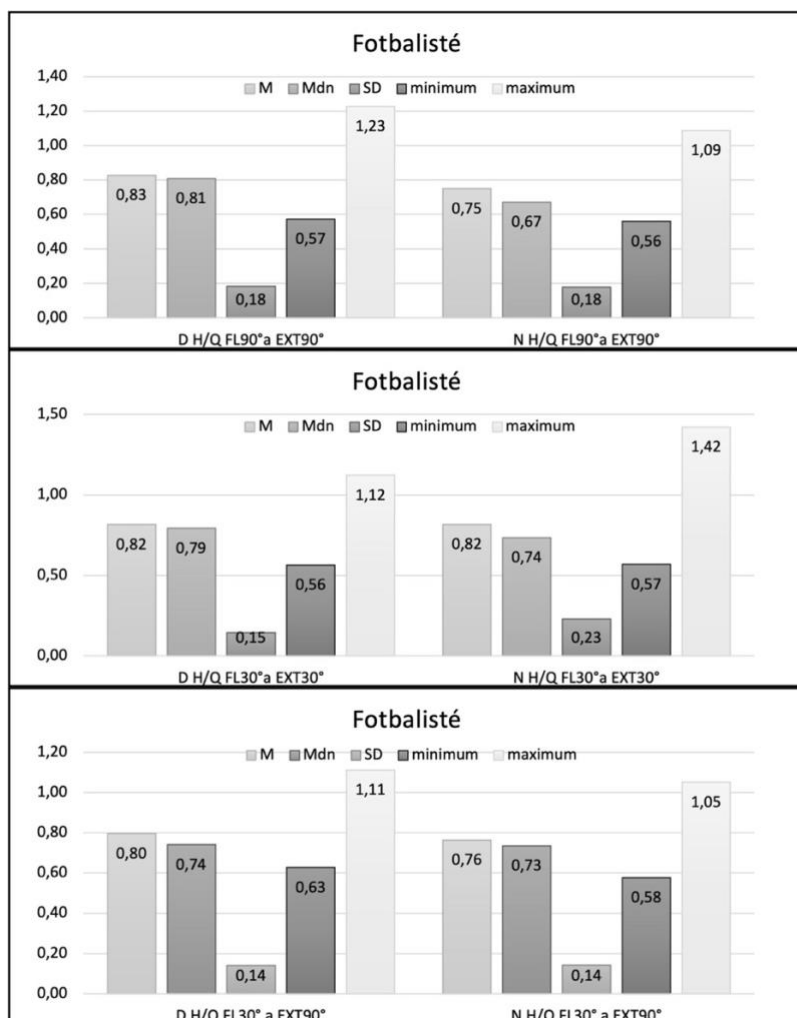
**V<sub>4b</sub>:** Liší se vyhodnocený H/Q<sub>IZO</sub> poměr v různém úhlovém nastavení mezi fotbalisty a kontrolní skupinou?

Tato výzkumná otázka se zaměřuje na rozdíly v hodnotách H/Q<sub>IZO</sub> poměru z maximální izometrické svalové síly. Tyto hodnoty jsou porovnávány v 90° a 30° nastavení KOK a v kombinovaném nastavení 90° EXT a 30° FL v kolenním kloubu. Nejprve je porovnáván u fotbalistů mezi DDK a NDK, v tabulce č. 12 a č. 13 a na obrázku č. 17. Následně je H/Q<sub>IZO</sub> poměr porovnáván mezi fotbalisty a kontrolní skupinou v tabulkách č. 13 a č. 14 a na obrázcích č. 18–20.

**Tabulka 12.** Popisná charakteristika H/Q<sub>IZO</sub> poměru z maximální izometrické svalové síly u fotbalistů (n = 15)

Proměnná	M	Mdn	SD	minimum	maximum
D FL 90° a EXT 90°	0,83	0,81	0,18	0,57	1,23
N FL 90° a EXT 90°	0,75	0,67	0,18	0,56	1,09
D FL 30° a EXT 30°	0,82	0,79	0,15	0,56	1,12
N FL 30° a EXT 30°	0,82	0,74	0,23	0,57	1,42
D FL 30° a EXT 90°	0,80	0,74	0,14	0,63	1,11
N FL30° a EXT 90°	0,76	0,73	0,14	0,58	1,05

Vysvětlivky: FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, EXT – extenze, M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka



Vysvětlivky: M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka, FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, DK – dolní končetina

**Obrázek 17.** Grafické znázornění vybraných parametrů H/Q<sub>IZO</sub> poměru mezi dominantní a nedominantní DK u fotbalistů

**Tabulka 13.** Wilcoxonův párový test – porovnání H/Q<sub>IZO</sub> poměru mezi DDK a NDK u fotbalistů (n = 15)

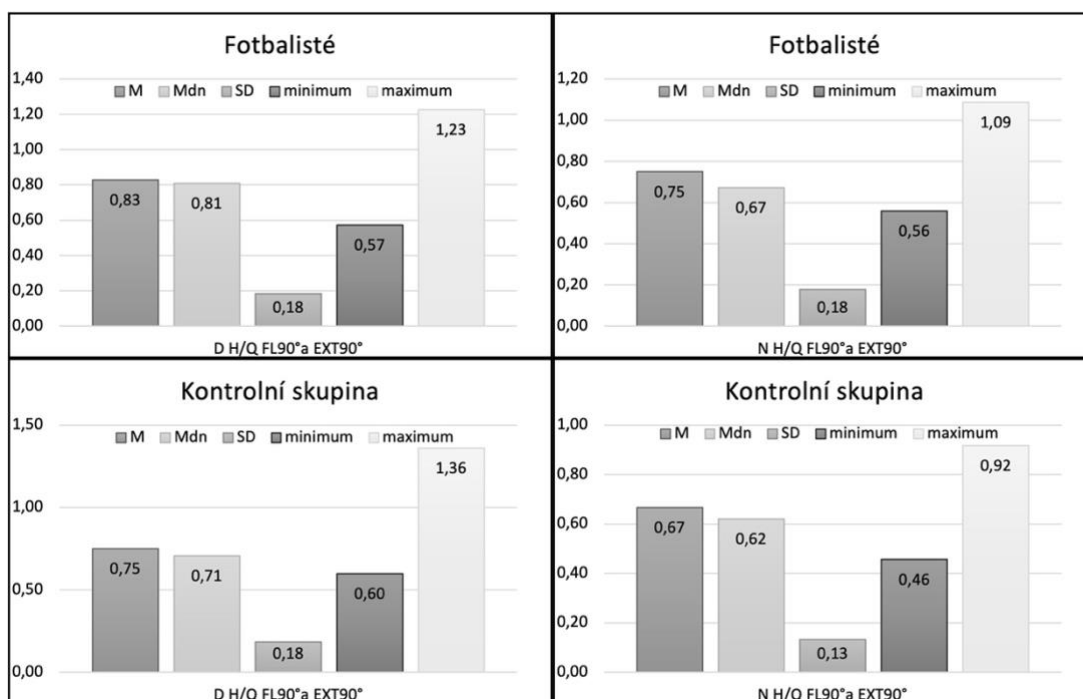
Dvojice proměnných	T	Z	p- hodnota
D FL 90° a EXT 90° & N FL 90° a EXT 90°	28,00	1,82	0,07
D FL 30° a EXT 30° & N FL 30° a EXT 30°	49,00	0,62	0,53
D FL 30° a EXT 90° & N FL 30° a EXT 90°	41,00	1,08	0,28

Vysvětlivky: FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, EXT – extenze, p – statistická významnost

**Tabulka 14.** Popisná charakteristika H/Q<sub>IZO</sub> poměru z maximální izometrické svalové síly u kontrolní skupiny (n = 15)

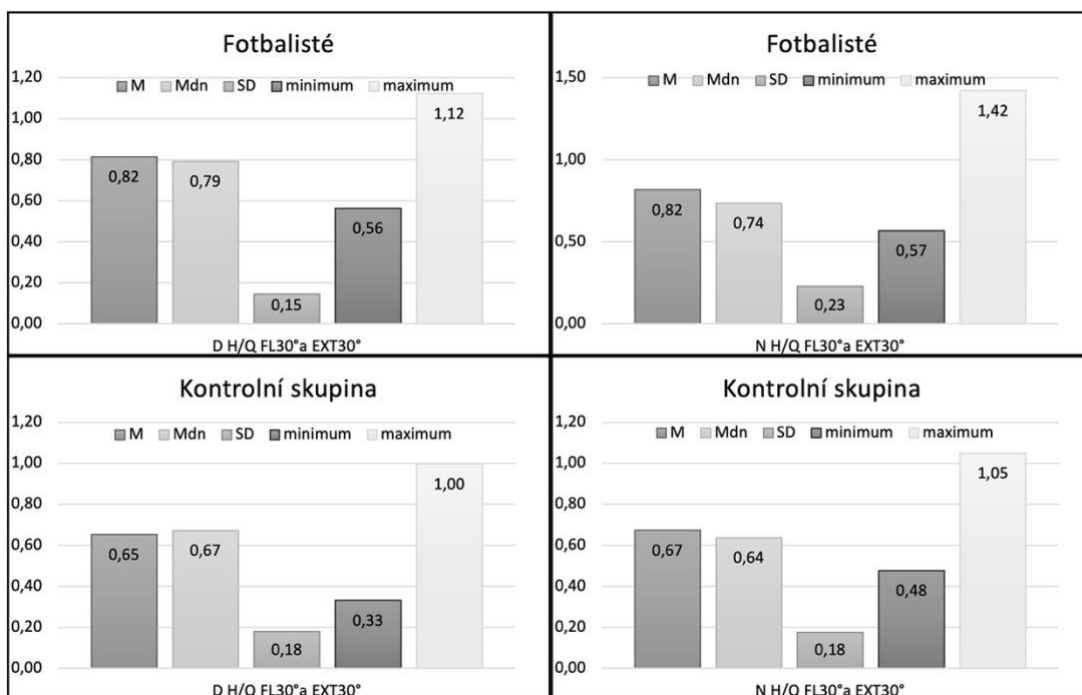
Proměnná	M	Mdn	SD	minimum	maximum
D FL 90° a EXT 90°	0,83	0,81	0,18	0,57	1,23
N FL 90° a EXT 90°	0,75	0,67	0,18	0,56	1,09
D FL 30° a EXT 30°	0,82	0,79	0,15	0,56	1,12
N FL 30° a EXT 30°	0,82	0,74	0,23	0,57	1,42
D FL 30° a EXT 90°	0,80	0,74	0,14	0,63	1,11
N FL30° a EXT 90°	0,76	0,73	0,14	0,58	1,05

Vysvětlivky: FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, EXT – extenze, M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka



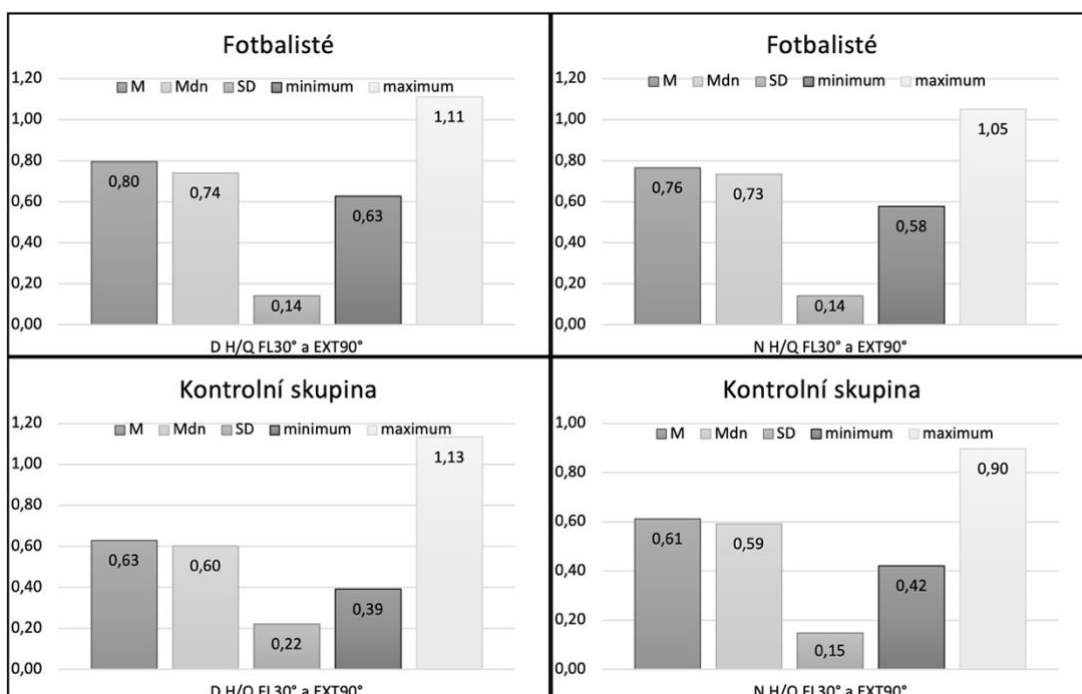
Vysvětlivky: FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, EXT – extenze, M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka

**Obrázek 18.** Grafické znázornění vybraných parametrů H/Q<sub>IZO</sub> poměru mezi fotbalisty a kontrolní skupinou v 90° nastavení kolene



Vysvětlivky: FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, EXT – extenze, M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka

**Obrázek 19.** Grafické znázornění vybraných parametrů H/Q<sub>IZO</sub> poměru mezi fotbalisty a kontrolní skupinou ve 30° nastavení kolene



Vysvětlivky: FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, EXT – extenze, M – aritmetický průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka

**Obrázek 20.** Grafické znázornění vybraných parametrů H/Q<sub>IZO</sub> poměru mezi fotbalisty a kontrolní skupinou ve 30° FL a 90° EXT

**Tabulka 15.** Výsledky Mann-Whitney U Testu H/Q<sub>IZO</sub> poměru v 90°, 30° a 90° extenze a 30° flexe mezi fotbalisty (n = 15) a kontrolní skupinou (n = 15)

Dvojice proměnných	U	Z	p- hodnota
D FL90° a EXT 90°	77,00	1,45	0,15
N FL 90° a EXT 90°	86,00	1,08	0,28
D FL 30° a EXT 30°	50,00	2,57	<b>0,01*</b>
N FL 30° a EXT 30°	62,00	2,07	<b>0,04*</b>
D FL 30° a EXT 90°	50,00	2,57	<b>0,01*</b>
N FL 30° a EXT 90°	53,00	2,45	<b>0,01*</b>

Vysvětlivky: FL – flexe, D – dominantní, N – nedominantní, EXT – extenze, p – statistická významnost, \* označení statistické významnosti na hladině  $\alpha = 0,05$

**Závěr:** Porovnání H/Q<sub>IZO</sub> poměrů mezi DDK a NDK u fotbalistů neprokázalo statisticky významné rozdíly v žádném sledovaném úhlovém nastavení kolenního kloubu. H/Q<sub>IZO</sub> poměr je u fotbalistů vyšší u DDK v 90° nastavení kolene, ve funkčním nastavení 90° a 30° a ve 30° nastavení kolene dosazuje stejných hodnot.

Statistiky významné rozdíly byly naopak zjištěny při porovnání H/Q<sub>IZO</sub> poměru mezi fotbalisty a kontrolní skupinou. Konkrétně při úhlovém nastavení v kolenním kloubu ve 30° u DDK i NDK a při funkčním nastavení kolene ve 30° FL a 90° EXT jak u DDK, tak i NDK.



## 6 DISKUZE

Z dostupných poznatků v odborné literatuře je patrné, že svalová síla flexorů a extenzorů kolenního kloubu a jejich vzájemný poměr hraje u profesionálních fotbalistů významnou roli pro samotný výkon a pro prevenci poranění nejen samotného kolenního kloubu. Poranění dolní končetiny bezkontaktním mechanismem je ve fotbale velmi časté a znamená časovou ztrátu z tréninku a soutěžních zápasů pro hráče i jeho klub. Rizikových faktorů je více, ale mezi zásadní patří asymetrie ve svalové síle mezi DDK a NDK více jak 10–15 % a snížená dynamická stabilita, vyjádřena např. prostřednictvím H/Q poměru (Read et al., 2019). Z toho plyne důležitost spolehlivého, objektivního, reprodukovatelného a dostupného hodnocení svalové síly v testovacích bateriích fotbalových klubů, které lze využít pro identifikaci asymetrií nebo deficitu ve svalové síle, stejně jako změn svalové síly v průběhu času.

Pro hodnocení svalové síly je v současnosti hlavní a nejpřesnější metodou se stanovenou reliabilitou a reprodukovatelností izokinetická dynamometrie (Muff et al., 2016). I tato metoda má však určité nevýhody, včetně vysokých nákladů na testování, časové náročnosti, absence přenositelnosti a provedení četnějšího hodnocení v terénních podmínkách (Mentiplay et al., 2015). Další potenciální metodou pro kvantitativní hodnocení svalové síly je použití ručního dynamometru (HHD). Ve srovnání s izokinetickým konceptem měření svalové síly, jsou přenosné, levnější, uživatelsky snadno použitelné a umožňují rychlé měření svalové síly v různých klinických podmínkách a pravidelnější monitorování v průběhu sezóny (Aramaki et al., 2016; Hébert et al., 2011; Chamorro et al., 2017).

Systematický přehled Paul & Nassis (2015) zkoumající vztahy mezi ruční izometrickou a izokinetickou dynamometrií dospěl k závěru, že mezi těmito dvěma způsoby hodnocení je střední až silná shoda (rozsah,  $r = 0,43–0,86$ ). S těmito závěry korelují výsledky studií Peek et al. (2018) nebo Whiteley et al. (2012), které udávají střední až vysokou korelaci ( $r = 0.322–0.617$ ) mezi ruční a izokinetickou dynamometrií.

Navzdory zjevné snadnosti implementace této techniky do klinické praxe mohou být přítomna jistá úskalí. Mezi ně patří např. vysoká kvalifikovanost vyšetřujícího, důkladné seznámení s metodikou měření a schopnost vyšetřujícího vyvinout dostatečný odpor, aby odolal produkované síle vyšetřovaného. Právě poslední zmíněné riziko může výsledek měření negativně ovlivnit a zkreslit. A to zvláště u dospělých sportovců, kteří dokáží vyvinout značnou sílu nebo u měření velkých svalových skupin, kterými jsou např.

flexory a extenzory kolene (Read et al., 2019). Odborná literatura předkládá dvě metodiky měření pomocí ručního dynamometru. Jednou je dynamometr stabilizovaný vyšetřujícím a druhou dynamometr stabilizovaný pomocí pásu či popruhu. Studie naznačují, že stabilizace dynamometru pomocí pásu nebo popruhu vykazuje pro svalové skupiny kyčle a kolena střední až vynikající reliabilitu měření sportovců ( $r = 0,49-0,99$ ) (Bohannon et al., 2015; Kim et al., 2014; Martins et al., 2017). U stabilizace dynamometru vyšetřujícím studie ukazují na vysokou až vynikající reliabilitu měření ( $r = 0,70-0,98$ ) (Chamorro et al., 2017; Ieiri et al., 2014; Kim & Lee, 2015; Krause et al., 2014). Ve výzkumu Florencio et al. (2019) se zaměřili na určení spolehlivosti a shody mezi měřením síly svalů kyčle a kolene pomocí ručního dynamometru Lafayette manual test system stabilizovaného pásem nebo vyšetřujícím. Z výsledků vyplývá spolehlivost pro stabilizaci pásem (ICC = 0,78–0,95) a pro stabilizaci vyšetřujícím (ICC = 0,83–0,97). Při čemž stabilizace pásem vykazovala pro svaly kolene standardní chybu měření 8–11 % a stabilizace vyšetřujícím 7–9 %. Z toho vyplývá, že stabilizovaný ruční dynamometr Lafayette manual test system vyšetřujícím představuje spolehlivou metodu pro hodnocení svalů kolena u sportovců.

V naší DP byla zvolena fixace dynamometru vyšetřujícím. Protokol měření zahrnující: přípravné pokusy před samotným měřením, dobu kontrakce 5 sekund, pauzu mezi pokusy v rámci jedné končetiny 60 sekund, pauzu 2 minuty mezi měřením končetin, pozice vyšetřovaného a vyšetřujícího, umístění dynamometru a způsob odporu proti síle vyšetřovaného byl volen na základě studií Almeida et al. (2019) a Muff et al. (2016). Tyto dvě studie označující využití HHD pro hodnocení flexorů a extenzorů kolene jako reprodukovatelné a korelující s izokinetickými hodnotami.

Při kladení odporu vyšetřovanému použili ve výzkumu Verschuren et al. (2009) tzv. konvenční tlak, kdy se vyšetřovaný brání tlaku vyšetřovaného na daný segment. Pro účely této práce byl však využit tlak přes dynamometr, kdy vyšetřující pouze brání vyšetřovanému v pohybu, aby byly zachovány podmínky izometrické kontrakce. Stejný způsob kladení odporu využíval ve své studii Muff et al. (2016), přičemž reliabilita měření v této studii dosahovala hodnot 0,75–0,94.

I přes výše zmíněné poznatky však některé studie upozorňují na variabilitu a nejednotnost výsledků získaných pomocí ručních dynamometrů a doporučují další výzkum a porovnávání hodnot v této oblasti. Zvláště pak u větších svalových skupin, kde jsou vyšetřovaní schopni vyvinout velkou sílu (Aramaki et al., 2016; Lesnak et al., 2019; Read et al., 2019)

## 6.1 Diskuze k vybraným výzkumným otázkám

### 6.1.1 Výzkumné otázky V<sub>2a</sub> a V<sub>2b</sub>

Ve fotbale je za dominantní dolní končetinu považována ta, kterou fotbalista preferuje pro kop do míče. Tato DK vykonává více pohybu v otevřeném kinematickém řetězci. Kopy a změny směru jsou ve fotbale jednostranné aktivity vyžadující asymetrické motorické vzory a vedou k rozvoji asymetrických muskuloskeletálních adaptací dolních končetin (Fousekis et al., 2010). S touto hypotézou ve svém výzkumu pracovali Costa Silva et al. (2015), kteří uvádějí, že faktory jako bilaterální silová kapacita nebo nerovnováha mezi agonistou a antagonistou jsou u fotbalistů spojeny s vyšším rizikem poranění dolních končetin.

V literatuře se za významnou asymetrii ve svalové síle nejčastěji považuje 15% rozdíl mezi DDK a NDK (Costa Silva et al., 2015; Ruas et al., 2015). Je však nutné dodat, že na této hodnotě nepanuje obecná shoda. Např. Jeon et al. (2016) uvádějí, že se frekvence poranění hamstringů u sportovců zvyšuje se svalovou asymetrií mezi končetinami už od 10 %. Navíc jsou tyto rozdíly většinou hodnoceny pomocí izokinetického testování svalové síly. V naší diplomové práci jsme využili izometrický způsob testování. Jak bylo zmíněno v předchozím textu, korelace mezi izokinetickým a izometrickým testováním je značná, ale tyto dvě svalové kontrakce mají jiný biomechanický obsah. Proto je třeba hodnocení asymetrie prostřednictvím izometrické svalové síly mezi končetinami interpretovat s opatrností a je na místě další zkoumání.

Izometrické svalové testy se používají k posouzení schopnosti neuromuskulárního systému produkovat sílu. Vzhledem k asymetrické povaze fotbalových aktivit by se dalo předpokládat, že rozdíl ve svalové síle mezi DDK a NDK bude významný. Výsledky našeho výzkumu však tento předpoklad nepotvrzují. Ke stejným závěrům dospěli DeLang et al. (2017), kteří zkoumali asymetrii v izometrické síle FL a EXT kolene u fotbalistů. Tyto závěry korelují s dalšími studiemi, kterým se nepodařilo prokázat statisticky významné rozdíly ( $\alpha = 0,05$ ) v izometrické svalové síle flexorů a extenzorů KOK mezi DDK a NDK (Costa Silva et al., 2015; Young et al., 2005).

Tento „deficit“ asymetrie mezi končetinami může být vysvětlen funkční kompenzací rozdílů v produkci síly dolních končetin prostřednictvím zapojení celého kinetického řetězce, včetně pánve a páteře (Deutschmann et al., 2015; Dörge et al., 2010). Asymetrické rozložení svalové síly při fotbalovém kopu nemusí být přímo patrné na DDK, ale může se spíše projevit proximálně v kinetickém řetězci v oblasti pánve či páteře

(Daneshjoo et al., 2013; DeLang et al., 2017; Kubo et al., 2010). Funkční souvislosti kinetických řetězců a myofasciálních smyček jsou popsány v teoretické části této DP.

### 6.1.2 Výzkumné otázky V<sub>4a</sub> a V<sub>4b</sub>

Ve fotbale je m. QF primárně využíván v koncentrické aktivitě při přihrávkách, skocích nebo střelách. Naopak hamstringy pracují více v excentrickém zatížení při kontrole, deceleraci pohybu a stabilizaci kolenního kloubu, ale zároveň musí být schopné adekvátní koncentrické aktivace např. při sprintu nebo změně směru pohybu (Opar & Serpell, 2014). Pokud hamstringy nedokáží produkovat dostatečný moment síly pro zpomalení rotace a přední translace tibie, může se zvyšovat pravděpodobnost jejich poranění nebo poranění ACL (Baroni et al., 2020). Zejména relativní slabost hamstringů vůči m. QF může ohrožovat ACL zraněním (Weiss & Whatman, 2015) a představuje jeden z rizikových faktorů pro výskyt poranění hamstringů samotných (Green et al., 2018).

Pro screening těchto asymetrií se běžně využívá H/Q poměr (Dallinga et al., 2012), jenž se běžně hodnotí pomocí izokinetického dynamometru. Ten je pro tento účel považován za „zlatý standard“, neboť poskytuje kontrolované prostředí, ve kterém lze maximalizovat neuromuskulární výkon pohybového aparátu (Impellizzeri et al., 2008). Pro sledování silové rovnováhy mezi hamstringy a m. QF byl nejprve stanoven konvenční H/Q poměr, který hodnotí koncentrickou sílu hamstringu i m. QF (Heiser et al., 1984). Protože však hamstringy a m. QF nepůsobí současně v koncentrické aktivitě, byl později navržen funkční H/Q poměr, ve kterém se síla hamstringů měří excentricky a síla m. QF koncentricky (Orchard et al., 1997). Bylo zjištěno, že konvenční H/Q poměr nižší než 0,55 (Croisier et al., 2008) a funkční H/Q poměr nižší než 0,7 (Rahnama et al., 2003) může teoreticky vést ke zvýšenému riziku poranění hamstringů. Nedávno provedená metaanalýza však poukazuje na fakt, že nízký konvenční a funkční H/Q poměr není přímým prediktorem poranění hamstringů (Green et al., 2018). Jejich poranění má multifaktoriální charakter. Mezi tyto faktory se řadí např. historie poranění DK, věk, nedostatečná excentrická síla, neadekvátní tréninková zátěž, nebo nedostatečná regenerace či kompenzace jednostranného zatížení (Ekstrand et al., 2016; Häggglund et al., 2013; Malone et al., 2019).

Většina dostupných poznatků z této oblasti se zaměřuje na hodnocení H/Q poměru pomocí izokinetické dynamometrie. V nedávném systematickém přehledu Baroni et al.

(2020) shrnují výsledky z celkem 42 studií. Dospěli k závěru, že dospělí fotbalisté nenaplnují tradiční referenční hodnoty, tj. 0,60 pro konvenční H/Q poměr a 1,00 pro funkční H/Q poměr. A následně podporují další výzkum pro stanovení specifických referenčních hodnot podle úhlové rychlosti. Výzkum v oblasti zjišťování H/Q poměru u profesionálních fotbalistů prostřednictvím izometrické dynamometrie nabízí velice omezené množství dat.

Výzkumem H/Q<sub>IZO</sub> poměru u fotbalistů se zabývaly studie Kong & Burns (2010), kteří měřili v úhlech (40°, 50°, 60°, 70°, 80° a 90°) a Pellicer-Chenoll et al. (2017), ti měřili v úhlech (40°, 50°, 60°, 70° a 80°) flexe v KOK. Ani v jedné studii se nepodařil prokázat signifikantní rozdíl mezi DDK a NDK, což koresponduje s výsledky našeho výzkumu. V literatuře ovšem chybí studie zaměřené na stanovení H/Q<sub>IZO</sub> poměru specifického pro fotbalisty.

Při fotbalovém kopu přímým nártem je koncentrická práce m. QF fázické DK zahájena, když se KOK nachází ve FL 82–92°. KOK stojné DK se v době kontaktu s míčem nachází ve 25–35° flexi (Carvalho et al., 2021). Na základě těchto poznatků bylo pro účely našeho výzkumu zvoleno měření izometrické svalové síly v 90° a 30° flexi KOK. Navíc byl vypočítán funkční H/Q<sub>IZO</sub> z FL ve 30° a EXT v 90° flexi KOK. Takové nastavení odpovídá úhlovému nastavení při kopu přímým nártem. Výsledky naší studie nenaznačují deficit v hodnotách funkčního H/Q<sub>IZO</sub> ani významnou asymetrii mezi DDK a NDK u fotbalistů. Výsledky však není možné porovnat a konfrontovat s výstupy z jiných výzkumů, a proto je třeba při jejich interpretaci dbát opatrnosti a doporučit další zkoumání.

## 6.2 Limity studie

Na závěr je vhodné poznamenat, že je tato práce spíše pilotním výzkumem v této oblasti, což sebou nese jisté limity. Významným limitem může být nedostatečná reliabilita měření ručním dynamometrem, a proto je vhodné se na ni v budoucím výzkumu zaměřit. Dalším limitem je nedostatek referenčních dat, se kterými by mohly být výsledky naší studie porovnávány a konfrontovány. V naší DP se nepodařilo prokázat asymetrii ve svalové síle mezi DDK a NDK u fotbalistů, což koreluje s rostoucími důkazy o symetrii, ale je nutno dodat, že je třeba tyto výsledky dále ověřovat na větším vzorku probandů. Pro zhodnocení, zda je měření vývoje svalové síly pomocí ruční dynamometrie

během sezóny u fotbalistů vhodným nástrojem, je zapotřebí longitudinálního měření po celou sezónu, což nebylo v případě výzkumné části naší diplomové práce naplněno.

## 7 ZÁVĚR

Hodnocení celkového rozsahu pohybu, max. izometrické svalové síly a  $H/Q_{IZO}$  poměru DDK a NDK ve skupině fotbalistů nepoukazuje na statisticky významné rozdíly na hladině  $\alpha = 0,05$ . Přičemž pozorujeme, že  $H/Q_{IZO}$  poměr DDK i NDK u fotbalistů dosahuje stanovené referenční hodnoty 0,60 ve všech hodnocených pozicích.

V případě hodnocení max. izometrické svalové síly flexorů a extenzorů mezi fotbalisty a kontrolní skupinou byly statisticky významné rozdíly zjištěny ve všech posuzovaných parametrech. Signifikantní rozdíl je patrný v max. síle flexorů v  $30^\circ$  i  $90^\circ$  nastavení dominantní i nedominantní DK, přičemž mírně větší rozdíl lze pozorovat u dominantní DK. V případě max. svalové síly extenzorů byly zjištěny signifikantní rozdíly u dominantní i nedominantní DK při měření ve  $30^\circ$  i  $90^\circ$  nastavení KOK. V tomto případě lze pozorovat větší rozdíl u nedominantní DK.

Při porovnání  $H/Q_{IZO}$  poměru mezi fotbalisty a kontrolní skupinou byly nalezeny statisticky významné rozdíly při úhlovém nastavení  $30^\circ$  a  $30^\circ$  a  $90^\circ$  EXT jak v případě dominantní, tak i nedominantní DK.

Max. izometrická svalová síla a z ní vypočítaný  $H/Q_{IZO}$  poměr měřený pomocí Lafayette manual test system jsou jedny z ukazatelů, které mohou predikovat vyšší riziko poranění hamstringů a kolenního kloubu u fotbalistů. Je však nutné poznamenat, že reliabilita měření pomocí ručně drženého dynamometru závisí ve značné míře na použitém protokolu a zkušenostech vyšetřujícího. Navíc používání ručních dynamometrů pro hodnocení izometrické svalové síly není ve sportovních klubech zatím zcela běžnou součástí testovacích baterií během sezóny. I z toho důvodu neexistuje dostatek referenčních hodnot. Proto je vhodné výstupy této diplomové práce dále ověřovat a pokusit se výzkum provádět na větším vzorku probandů. Vhodný by byl longitudinální výzkum zaměřený na sledování vybraných parametrů izometrické svalové síly měřené pomocí ruční dynamometrie.

## 8 SOUHRN

Svalová síla je u profesionálních fotbalistů důležitým parametrem výkonu a prevence poranění dolní končetiny. Proto by se její hodnocení mělo stát součástí testovacích baterií nejen na začátku a konci sezóny, ale také v jejím průběhu. K tomuto účelu slouží měření a hodnocení svalové síly pomocí ruční dynamometrie.

Teoretická část práce se zaměřuje na kineziologii a biomechaniku kolenního kloubu, parametry svalové síly flexorů a extenzorů kolene a jejich závislost na úhlovém nastavení. Dále je v syntéze teoretických poznatků uvedena základní charakteristika herního výkonu ve fotbale, analýza fotbalového kopu včetně svalových souher, dále jsou uvedeny funkční a strukturální změny pohybového aparátu u fotbalistů, incidence a možnosti prevence poranění dolní končetiny.

Hlavním cílem této diplomové práce bylo hodnocení rozsahu pohybu a svalové síly flexorů a extenzorů opakovaně zatěžovaného kolenního kloubu u profesionálních fotbalistů s využitím Lafayette manual test system. Dílčí cíle zahrnovaly porovnání naměřených hodnot mezi fotbalisty a kontrolní skupinou a dále navržení cviků pro kompenzaci a primární prevenci poranění kolenního kloubu u fotbalistů.

Výzkumu se zúčastnilo celkem 30 probandů, z čehož bylo 15 profesionálních fotbalistů prvoligového klubu SK Sigma Olomouc a 15 studentů FTK UPOL věnujících se sportu pouze rekreačně. Maximální izometrická svalová síla flexorů a extenzorů kolene byla u každého probanda měřena dvakrát ve dvou polohách ( $90^\circ$  a  $30^\circ$ ) stejným fyzioterapeutem a tyto dvě měření byly zprůměrovány.

Výsledky měření neprokázaly statisticky významné rozdíly v celkovém rozsahu pohybu, max. izometrické svalové síle a  $H/Q_{IZO}$  poměru mezi dominantní a nedominantní končetinou ve skupině fotbalistů. Naopak srovnání hodnot max. svalové síly a  $H/Q_{IZO}$  poměru mezi fotbalisty a kontrolní skupinou prokázalo statisticky významné rozdíly na hladině ( $\alpha = 0,05$ ) ve většině sledovaných parametrech.

I přesto, že se nepodařilo najít statisticky signifikantní rozdíly v hodnotách ve skupině fotbalistů, výsledky této práce naznačují, že hodnocení svalové síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu pomocí Lafayette manual test system může být pro sledování vývoje silových parametrů fotbalistů během sezóny relevantní a použitelné. Je však nutné poznamenat, že vzhledem k nízkému počtu probandů je vhodné v této oblasti provádět další výzkum zaměřený na opakovatelnost v čase, reprodukovatelnost výsledků a stanovení referenčních hodnot svalové síly naměřených pomocí Lafayette manual test system.



## 9 SUMMARY

Muscle strength in professional footballers is an important parameter of performance and prevention of a lower limb injury. Therefore, its assessment should become part of the test batteries not just at the start and end but also during the season. The measurement and assessment of muscle strength using hand-held dynamometry serves this purpose.

The theory section of the thesis focuses on the kinesiology and biomechanics of the knee joint, parameters of the muscle strength of the knee flexors and extensors, and their dependence on the position angle. Then the synthesis of theoretical findings contains the basic characteristics of football performance, analysis of a football kick, including muscle coordination, changes in the musculoskeletal system in footballers, incidence and possibilities of prevention lower limb injury.

The main objective of this diploma thesis was to assess the range of motion and muscle strength of the flexors and extensors of a repeatedly strained knee joint in professional footballers using the Lafayette hand-held muscle tester. The partial objectives involved comparing the measured values between footballers and the control group, and suggesting exercises for compensation and primary prevention of knee joint injury in footballers.

A total of 30 probands participated in the research, 15 of whom were professional footballers of the first league football club SK Sigma Olomouc and 15 students of the Faculty of Physical Culture of Palacký University Olomouc engaged in performance sport. The maximal isometric muscle strength of the flexors and extensors of the knee in each proband was measured twice in two positions (90° and 30°) by the same physiotherapist and the result was averaged out.

The results of the measurement did not show statistically significant differences in the total range of motion, maximal isometric muscle strength and the H/QIZO ratio between the dominant and non-dominant limb in the group of footballers. On the contrary, the comparison of the values of the maximal muscle strength and the H/QIZO ratio between the footballers and the control group showed statistically significant differences at the level ( $p < 0.05$ ) in most of the monitored parameters.

Despite the fact that no significant differences were found in the values in the group of footballers, the results of this thesis indicate that the assessment of the muscle strength of the flexors and extensors of the knee joint using the Lafayette hand-held muscle tester can be applied in clinical practice. However, given the low number of

probands, it is recommended carrying out further research in this area focusing on the repetition, reproduction and determination of reference values of muscle strength measurement using the Lafayette hand-held muscle tester.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Al Attar, W. S. A., & Alshehri, M. A. (2019). A meta-analysis of meta-analyses of the effectiveness of FIFA injury prevention programs in soccer. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 29(12), 1846-1855.
- Almeida, G. P. L., Albano, T. R., & Melo, A. K. P. (2019). Hand-held dynamometer identifies asymmetries in torque of the quadriceps muscle after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 27(8), 2494-2501.
- Alonso-Fernandez, D., Abalo-Núñez, R., Mateos-Padorno, C., & Martínez-Patiño, M. J. (2021). Effects of eccentric exercise on the quadriceps architecture. *Science & Sports*, 36(1), 60-67.
- Andersen, T. E. (2004). Video analysis of injuries and incidents in Norwegian professional football. *British Journal of Sports Medicine*, 38(5), 626-631.
- Aramaki, H., Katoh, M., Hiiragi, Y., Kawasaki, T., Kurihara, T., & Ohmi, Y. (2016). Validity and reliability of isometric muscle strength measurements of hip abduction and abduction with external hip rotation in a bent-hip position using a handheld dynamometer with a belt. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(7), 2123-2127.
- Arner, J. W., McClincy, M. P., & Bradley, J. P. (2019). Hamstring injuries in athletes. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 27(23), 868-877.
- Bahr, R., Clarsen, B., & Ekstrand, J. (2018). Why we should focus on the burden of injuries and illnesses, not just their incidence. *British Journal of Sports Medicine*, 52(16), 1018-1021.
- Barnes, C., Archer, D., Hogg, B., Bush, M., & Bradley, P. (2014). The evolution of Physical and technical performance parameters in the English Premier League. In *International Journal of Sports Medicine* 35, 1095-1100.
- Baroni, B. M., Pinto, R. S., Herzog, W., & Vaz, M. A. (2015). Eccentric resistance training of the knee extensor muscle: Training programs and neuromuscular adaptations. *Isokinetics and Exercise Science*, 23(3), 183-198.
- Baroni, B. M., Ruas, C. V., Ribeiro-Alvares, J. B., & Pinto, R. S. (2020). Hamstring-to-quadriceps torque ratios of professional male soccer players: A systematic review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 34(1), 281-293.
- Beato, M., Maroto-Izquierdo, S., Turner, A. N., & Bishop, C. (2021). Implementing strength training strategies for injury prevention in soccer: Scientific rationale and

- methodological recommendations. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 16(3), 456-461.
- Becker, R., & Awiszus, F. (2001). Physiological alterations of maximal voluntary quadriceps activation by changes of knee joint angle. *Muscle and Nerve*, 24(5), 667-672.
- Blazevich, A. J., Cannavan, D., Coleman, D. R., & Horne, S. (2007). Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *Journal of Applied Physiology*, 103(5), 1565-1575.
- Bohannon, R. W., Chu, J., & Portz, M. (2015). Measurement of hip extension strength with a portable device: Description, reliability and validity of a procedure. *Isokinetics and Exercise Science*, 23(4), 271-274.
- Bowen, L., Gross, A. S., Gimpel, M., Bruce-Low, S., & Li, F. -X. (2020). Spikes in acute: chronic workload ratio (ACWR) associated with a 5–7 times greater injury rate in English Premier League football players. *British Journal of Sports Medicine*, 54(12), 731-738.
- Brennan, L., O'Tuama, A., Papadopolous, E., Moss, R., Gilbert, A., Jaggi, A., & Gómez-Soriano, J. (2016). Development of a protocol to measure hamstring and quadriceps strength using a Lafayette Manual Muscle Tester. *Physiotherapy*, 102, 251-252.
- Brophy, R. H., Backus, S. I., Pansy, B. S., Lyman, S., & Williams, R. J. (2007). Lower extremity muscle activation and alignment during the soccer instep and side-foot kicks. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(5), 260-268.
- Carvalho, D. da S., Ocarino, J. M., Cruz, A. de C., Barsante, L. D., Teixeira, B. G., Resende, R. A., Fonseca, S. T., & Souza, T. R. (2021). The trunk is exploited for energy transfers of maximal instep soccer kick: A power flow study. *Journal of Biomechanics*, 121(9), 110425.
- Cerrah, A. O., Soylu, A. R., Ertan, H., & Lees, A. (2018). The effect of kick type on the relationship between kicking leg muscle activation and ball velocity. *Montenegrin Journal of Sports Science and Medicine*, 7(1), 39-44.
- Coratella, G., Milanese, C., & Schena, F. (2015). Unilateral eccentric resistance training: A direct comparison between isokinetic and dynamic constant external resistance modalities. *European Journal of Sport Science*, 15(8), 720-726.
- Costa Silva, J. R. L., Detanico, D., Dal Pupo, J., & Freitas, C. D. la R. (2015). Assimetria bilateral no torque isocinético do joelho e tornozelo em jogadores de futebol da categoria sub 20. *Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, 17(2), 195-204.

- Croisier, J. L., Ganteaume, S., Binet, J., Genty, M., & Ferret, J. (2008). Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(8), 1469-1475.
- Cuthbert, M., Ripley, N., McMahon, J. J., Evans, M., Haff, G. G., & Comfort, P. (2020). The effect of nordic hamstring exercise intervention volume on eccentric strength and muscle architecture adaptations: A systematic review and meta-analyses. *Sports Medicine*, 50(1), 83-99.
- Dallinga, J. M., Benjaminse, A., & Lemmink, K. A. P. M. (2012). Which screening tools can predict injury to the lower extremities in team sports? *Sports Medicine*, 42(9), 791-815.
- Daneshjoo, A., Rahnama, N., Mokhtar, A. H., & Yusof, A. (2013). Bilateral and unilateral asymmetries of isokinetic strength and flexibility in male young professional soccer players. *Journal of Human Kinetics*, 36(1), 45-53.
- DeLang, M. D., Kondratek, M., DiPace, L. J., & Hew-Butler, T. (2017). Collegiate male soccer players exhibit between-limb symmetry in body composition, muscle strength, and range of motion. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(7), 1087-1094.
- Deutschmann, K. C., Jones, A. D., & Korporaal, C. M. (2015). A non-randomised experimental feasibility study into the immediate effect of three different spinal manipulative protocols on kicking speed performance in soccer players. *Chiropractic & Manual Therapies*, 23(1).
- Dörge, H. C., Andersen, T. B., Sorensen, H., & Simonsen, E. B. (2010). Biomechanical differences in soccer kicking with the preferred and the non-preferred leg. *Journal of Sports Sciences*, 20(4), 293-299.
- Dugdale, J. H., Arthur, C. A., Sanders, D., & Hunter, A. M. (2018). Reliability and validity of field-based fitness tests in youth soccer players. *European Journal of Sport Science*, 19(6), 745-756.
- Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Grada.
- Ekstrand, J., Hägglund, M., & Waldén, M. (2011). Epidemiology of muscle injuries in professional football (soccer). *The American Journal of Sports Medicine*, 39(6), 1226-1232.
- Ekstrand, J., Krutsch, W., Spreco, A., van Zoest, W., Roberts, C., Meyer, T., & Bengtsson, H. (2020). Time before return to play for the most common injuries in professional football: a 16-year follow-up of the UEFA Elite Club Injury Study. *British Journal of Sports Medicine*, 54(7), 421-426.

- Ekstrand, J., Waldén, M., & Hägglund, M. (2016). Hamstring injuries have increased by 4% annually in men's professional football, since 2001: a 13-year longitudinal analysis of the UEFA Elite Club injury study. *British Journal of Sports Medicine*, *50*(12), 731-737.
- Florencio, L. L., Martins, J., Silva, M. R. B., Silva, J. R., Bellizzi, G. L., & Grossi, D. B. (2019). Knee and hip strength measurements obtained by a hand-held dynamometer stabilized by a belt and an examiner demonstrate parallel reliability but not agreement. *Physical Therapy in Sport*, *(38)*, 115-122.
- Fousekis, K., Tsepis, E., & Vagenas, G. (2010). Lower limb strength in professional soccer players: Profile, asymmetry, and training age. *Journal of sports science & medicine* *(9*(3), 364–373.
- Fuller, C. W. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *British Journal of Sports Medicine*, *40*(3), 193-201.
- Green, B., Bourne, M. N., & Pizzari, T. (2018). Isokinetic strength assessment offers limited predictive validity for detecting risk of future hamstring strain in sport: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, *52*(5), 329-336.
- Hagglund, M., Walden, M., & Ekstrand, J. (2005). Injury incidence and distribution in elite football-a prospective study of the Danish and the Swedish top divisions. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *15*(1), 21-28.
- Hägglund, M., Waldén, M., & Ekstrand, J. (2013). Risk factors for lower extremity muscle injury in professional soccer. *The American Journal of Sports Medicine*, *41*(2), 327-335.
- Haladová, E., & Nechvátalová, L. (2010). *Vyšetřovací metody hybného systému* (Vyd. 3., nezměň). Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů.
- Hamill, J., Knutzen, K. M., & Derrick, T. R. (2014). *Biomechanical basis of human movement* (Fourth Edition). Lippincott Williams & Wilkins.
- Hanlon, C., Krzak, J. J., Prodoehl, J., & Hall, K. D. (2020). Effect of injury prevention programs on lower extremity performance in youth athletes: A systematic Review. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, *12*(1), 12-22.
- Ha, M., & Han, D. (2017). The relationship between knee joint angle and knee flexor and extensor muscle strength. *Journal of Physical Therapy Science*, *29*(4), 662-664.
- Hassebrock, J. D., Gulbrandsen, M. T., Asprey, W. L., Makovicka, J. L., & Chhabra, A. (2020). Knee ligament anatomy and biomechanics. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, *28*(3), 80-86.

- Healy, R., & Comyns, T. M. (2017). The application of postactivation potentiation methods to improve sprint speed. *Strength & Conditioning Journal*, 39(1), 1-9.
- Hébert, L. J., Maltais, D. B., Lepage, C., Saulnier, J., Crête, M., & Perron, M. (2011). Isometric muscle strength in youth assessed by hand-held dynamometry. *Pediatric Physical Therapy*, 23(3), 289-299.
- Heiser, T. M., Weber, J., Sullivan, G., Clare, P., & Jacobs, R. R. (1984). Prophylaxis and management of hamstring muscle injuries in intercollegiate football players. *The American Journal of Sports Medicine*, 12(5), 368-370.
- Chamorro, C., Armijo-Olivo, S., De la Fuente, C., Fuentes, J., & Javier Chiroso, L. (2017). Absolute reliability and concurrent validity of hand held dynamometry and isokinetic dynamometry in the hip, knee and ankle joint: Systematic review and meta-analysis. *Open Medicine*, 12(1), 359-375.
- Ieiri, A., Tushima, E., Ishida, K., Inoue, M., Kanno, T., & Masuda, T. (2014). Reliability of measurements of hip abduction strength obtained with a hand-held dynamometer. *Physiotherapy Theory and Practice*, 31(2), 146-152.
- Impellizzeri, F. M., Bizzini, M., Rampinini, E., Cereda, F., & Maffiuletti, N. A. (2008). Reliability of isokinetic strength imbalance ratios measured using the Cybex NORM dynamometer. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 28(2), 113-119.
- Jeon, K., Chun, S., & Seo, B. (2016). Effects of muscle strength asymmetry between left and right on isokinetic strength of the knee and ankle joints depending on athletic performance level. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(4), 1289-1293.
- Kapandji, A. I. (2011). *The Physiology of the Joints: The lower limb* (Sixth edition). Elsevier.
- Keeley, D. W., Plummer, H. A., & Oliver, G. D. (2011). Predicting asymmetrical lower extremity strength deficits in college-aged men and women using common horizontal and vertical power field tests: A possible screening mechanism. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(6), 1632-1637.
- Kim, S. G., & Lee, Y. S. (2015). The intra- and inter-rater reliabilities of lower extremity muscle strength assessment of healthy adults using a hand held dynamometer. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(6), 1799-1801.
- Kim, W. K., Kim, D. K., Seo, K. M., & Kang, S. H. (2014). Reliability and validity of isometric knee extensor strength test with hand-held dynamometer depending on its fixation: A pilot study. *Annals of Rehabilitation Medicine*, 38(1), 84-93.

- Kirkendall, D. T., & Sayers, A. L. (2020). *Soccer anatomy* (Second edition). Human Kinetics.
- Kolář, P. (c2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén.
- Kong, P. W., & Burns, S. F. (2010). Bilateral difference in hamstrings to quadriceps ratio in healthy males and females. *Physical Therapy in Sport, 11*(1), 12-17.
- Krause, D. A., Neuger, M. D., Lambert, K. A., Johnson, A. E., DeVinny, H. A., & Hollman, J. H. (2014). Effects of examiner strength on reliability of hip-strength testing using a handheld dynamometer. *Journal of Sport Rehabilitation, 23*(1), 56-64.
- Krishnan, C., & Williams, G. N. (2014). Effect of knee joint angle on side-to-side strength ratios. *Journal of Strength and Conditioning Research, 28*(10), 2981-2987.
- Kubo, T., Muramatsu, M., Hoshikawa, Y., & Kanehisa, H. (2010). Profiles of trunk and thigh muscularity in youth and professional soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research, 24*(6), 1472-1479.
- Lesnak, J., Anderson, D., Farmer, B., Katsavelis, D., & Grindstaff, T. L. (2019). Validity of hand-held dynamometry in measuring quadriceps strength and rate of torque development. *International journal of sports physical therapy 14*(2), 180-187.
- Liu, R., Liu, J., Ma, X., Li, Q., & An, R. (2021). Effect of FIFA 11+ intervention on change of direction performance in soccer and futsal players: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Sports Science & Coaching, 16*(3), 862-872.
- López-Valenciano, A., Ruiz-Pérez, I., Garcia-Gómez, A., Vera-Garcia, F. J., De Ste Croix, M., Myer, G. D., & Ayala, F. (2020). Epidemiology of injuries in professional football: A systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine, 54*(12), 711-718.
- Magee, D. J., Manske, R. C., Zachazewski, J. E., & Quillen, W. S. (2010). *Athletic and Sport Issues in Musculoskeletal Rehabilitation*. Saunders.
- Malone, S., Hughes, B., Doran, D. A., Collins, K., & Gabbett, T. J. (2019). Can the workload–injury relationship be moderated by improved strength, speed and repeated-sprint qualities? *Journal of Science and Medicine in Sport, 22*(1), 29-34.
- Maly, T., Sugimoto, D., Izovska, J., Zahalka, F., & Mala, L. (2018). Effect of muscular strength, asymmetries and fatigue on kicking performance in soccer players. *International Journal of Sports Medicine, 39*(04), 297-303.
- Mansfield, P. J., & Neumann, D. A. (2014). *Essentials of kinesiology for the physical therapist assistant* (2nd edition). C.V. Mosby Co.



- Markes, A. R., Hodax, J. D., & Ma, C. B. (2020). Meniscus form and function. *Clinics in Sports Medicine*, 39(1), 1-12.
- Martins, J., da Silva, J. R., da Silva, M. R. B., & Bevilaqua-Grossi, D. (2017). Reliability and validity of the belt-stabilized handheld dynamometer in hip and knee-strength tests. *Journal of Athletic Training*, 52(9), 809-819.
- Mau-Moeller, A., Gube, M., Felser, S., Feldhege, F., Weippert, M., Husmann, F., Tischer, T., Bader, R., Bruhn, S., & Behrens, M. (2019). Intrarater reliability of muscle strength and hamstring to quadriceps strength imbalance ratios during concentric, isometric, and eccentric maximal voluntary contractions using the isoforce dynamometer. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 29(1), 69-77.
- Mentiplay, B. F., Perraton, L. G., Bower, K. J., Adair, B., Pua, Y. -H., Williams, G. P., McGaw, R., Clark, R. A., & Haddad, J. M. (2015). Assessment of lower limb muscle strength and power using hand-held and fixed dynamometry: A reliability and validity study. *Plos one*, 10(10).
- Moran, J., Ramirez-Campillo, R., Liew, B., Chaabene, H., Behm, D. G., García-Hermoso, A., Izquierdo, M., & Granacher, U. (2021). Effects of vertically and horizontally orientated plyometric training on physical performance: A meta-analytical comparison. *Sports Medicine*, 51(1), 65-79.
- Moreno-Pérez, V., Méndez-Villanueva, A., Soler, A., Del Coso, J., & Courel-Ibáñez, J. (2020). No relationship between the nordic hamstring and two different isometric strength tests to assess hamstring muscle strength in professional soccer players. *Physical Therapy in Sport*, 46, 97-103.
- Muff, G., Dufour, S., Meyer, A., Severac, F., Favret, F., Geny, B., Lecocq, J., & Isner-Horobeti, M. E. (2016). Comparative assessment of knee extensor and flexor muscle strength measured using a hand-held vs. isokinetic dynamometer. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(9), 2445-2451.
- Myers, T. W. (2014). *Anatomy trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists* (Third edition). Elsevier.
- Navarro Cabello, E., Chorro, D., Márquez, G. T., Navandar, A., García, C., & Veiga, S. (2015). A review of risk factors for hamstring injury in soccer: a biomechanical approach. *European Journal of Human Movement* 52–74.
- Opar, D. A., & Serpell, B. G. (2014). Is there a potential relationship between prior hamstring strain injury and increased risk for future anterior cruciate ligament injury? *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(2), 401-405.

- Orchard, J., Marsden, J., Lord, S., & Garlick, D. (1997). Preseason hamstring muscle weakness associated with hamstring muscle injury in Australian footballers. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 81-85.
- Owoeye, O. B. A., VanderWey, M. J., & Pike, I. (2020). Reducing Injuries in soccer (football): An umbrella review of best evidence across the epidemiological framework for Prevention. *Sports Medicine*, 6(1).
- Palastanga, N., & Soames, R. (2012). *Anatomy and human movement: Structure and function* (6th edition). Churchill Livingstone.
- Paul, D. J., & Nassis, G. P. (2015). Testing strength and power in soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(6), 1748-1758.
- Pedley, J. S., Lloyd, R. S., Read, P., Moore, I. S., & Oliver, J. L. (2017). Drop jump: A technical model for scientific application. *Strength & Conditioning Journal*, 39(5), 36-44.
- Peek, K., Gatherer, D., Bennett, K. J. M., Fransen, J., & Watsford, M. (2018). Muscle strength characteristics of the hamstrings and quadriceps in players from a high-level youth football (soccer) Academy. *Research in Sports Medicine*, 26(3), 276-288.
- Pellicer-Chenoll, M., Serra-Añó, P., Cabeza-Ruiz, R., Pardo, A., Aranda, R., & González, L. M. (2017). Comparison of conventional hamstring/quadriceps ratio between genders in level-matched soccer players. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 10(1), 14-18.
- Pfirrmann, D., Herbst, M., Ingelfinger, P., Simon, P., & Tug, S. (2016). Analysis of injury incidences in male professional adult and elite youth soccer players: A systematic review. *Journal of Athletic Training*, 51(5), 410-424.
- Poděbradská, R. (2018). *Komplexní kineziologický rozbor: funkční poruchy pohybového systému*. Grada Publishing.
- Rabello, R., Bertozzi, F., Galli, M., Zago, M., & Sforza, C. (2021). Lower limbs muscle activation during instep kick in soccer: Effects of dominance and ball condition. *Science and Medicine in Football*, 6(1), 40-48.
- Rahnama, N., Lees, A., & Bambaecichi, E. (2007). A comparison of muscle strength and flexibility between the preferred and non-preferred leg in English soccer players. *Ergonomics*, 48(11-14), 1568-1575.
- Rahnama, N., Reilly, T., Lees, A., & Graham-Smith, P. (2003). Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer. *Journal of Sports Sciences*, 21(11), 933-942.

- Read, P. J., Oliver, J. L., De Ste Croix, M. B. A., Myer, G. D., & Lloyd, R. S. (2019). A review of field-based assessments of neuromuscular control and their utility in male youth soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(1), 283-299.
- Reinhardt, L., Schwesig, R., Lauenroth, A., Schulze, S., Kurz, E., & Marocolo, M. (2019). Enhanced sprint performance analysis in soccer: New insights from a GPS-based tracking system. *Plos One*, 14(5).
- Romero-Franco, N., Jiménez-Reyes, P., & Montaña-Munuera, J. A. (2016). Validity and reliability of a low-cost digital dynamometer for measuring isometric strength of lower limb. *Journal of Sports Sciences*, 35(22), 2179-2184.
- Rommers, N., Rössler, R., Goossens, L., Vaeyens, R., Lenoir, M., Witvrouw, E., & D'Hondt, E. (2020). Risk of acute and overuse injuries in youth elite soccer players: Body size and growth matter. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(3), 246-251.
- Rössler, R., Junge, A., Bizzini, M., Verhagen, E., Chomiak, J., aus der Fünten, K., Meyer, T., Dvorak, J., Lichtenstein, E., Beaudouin, F., & Faude, O. (2018). A multinational cluster randomised controlled trial to assess the efficacy of '11+ Kids': A warm-up programme to prevent injuries in children's football. *Sports Medicine*, 48(6), 1493-1504.
- Ruas, C. V., Minozzo, F., Pinto, M. D., Brown, L. E., & Pinto, R. S. (2015). Lower-extremity strength ratios of professional soccer players according to field position. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(5), 1220-1226.
- Ruas, C. V., Pinto, R. S., Haff, G. G., Lima, C. D., Pinto, M. D., & Brown, L. E. (2019). Alternative methods of determining hamstrings-to-quadriceps ratios: A comprehensive review. *Sports Medicine*, 5(1).
- Sadigursky, D., Braid, J. A., De Lira, D. N. L., Machado, B. A. B., Carneiro, R. J. F., & Colavolpe, P. O. (2017). The FIFA 11+ injury prevention program for soccer players: a systematic review. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, 9(1).
- Shan, G., & Westerhoff, P. (2005). Full-body kinematic characteristics of the maximal instep soccer kick by male soccer players and parameters related to kick quality. *Sports Biomechanics*, 4(1), 59-72.
- Shield, A. J., & Bourne, M. N. (2018). Hamstring injury prevention practices in elite sport: Evidence for eccentric strength vs. lumbo-pelvic training. *Sports Medicine*, 48(3), 513-524.
- Schleip, R., Baker, A., & Findley, T. W. (2015). *Fascia in sport and movement*. Handspring Publishing.

- Skaličková-Kováčiková, V. (2017). *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. RL-CORPUS, s.r.o.
- Slimani, M., Chamari, K., Miarka, B., Del Vecchio, F. B., & Chéour, F. (2016). Effects of plyometric training on physical fitness in team sport athletes: A systematic review. *Journal of Human Kinetics*, 53(1), 231-247.
- Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R., & Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review, 3(5), 472-479.
- Svensson, M., Lind, V., & Löfgren Harringe, M. (2019). Measurement of knee joint range of motion with a digital goniometer: A reliability study. *Physiotherapy Research International*, 24(2).
- Šarabon, N., Kozinc, Ž., & Perman, M. (2021). Establishing reference values for isometric knee extension and flexion strength. *Frontiers in Physiology*, 12.
- Vatovec, R., Kozinc, Ž., & Šarabon, N. (2020). Exercise interventions to prevent hamstring injuries in athletes: A systematic review and meta-analysis. *European Journal of Sport Science*, 20(7), 992-1004.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Triton.
- Verschuren, O., Ketelaar, M., Takken, T., van Brussel, M., Helders, P. J. M., & Gorter, J. W. (2009). Reliability of hand-held dynamometry and functional strength tests for the lower extremity in children with Cerebral Palsy. *Disability and Rehabilitation*, 30(18), 1358-1366.
- Vojta, V., & Peters, A. (2010). *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Grada.
- Watson, A., Mjaanes, J. M., LaBella, C. R., Brooks, M. A., Canty, G., Diamond, A. B., Henrikus, W., Logan, K., Moffatt, K., Nemeth, B. A., Pengel, K. B., Peterson, A. R., & Stricker, P. R. (2019). Soccer injuries in children and adolescents. *Pediatrics*, 144(5).
- Webster, K. E., & Hewett, T. E. (2018). Meta-analysis of meta-analyses of anterior cruciate ligament injury reduction training programs. *Journal of Orthopaedic Research*, 36(10), 2696-2708.
- Weiss, K., & Whatman, C. (2015). Biomechanics associated with patellofemoral pain and ACL injuries in sports. *Sports Medicine*, 45(9), 1325-1337.
- Wesson, J. (2020). *The Science of Soccer* (Second edition). Taylor & Francis Group.

- Whiteley, R., Jacobsen, P., Prior, S., Skazalski, C., Otten, R., & Johnson, A. (2012). Correlation of isokinetic and novel hand-held dynamometry measures of knee flexion and extension strength testing. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 15(5), 444-450.
- Wollin, M., Purdam, C., & Drew, M. K. (2016). Reliability of externally fixed dynamometry hamstring strength testing in elite youth football players. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 19(1), 93-96.
- Young, W. B., Newton, R. U., Doyle, T. L. A., Chapman, D., Cormack, S., Stewart, C., & Dawson, B. (2005). Physiological and anthropometric characteristics of starters and non-starters and playing positions in elite Australian Rules football: A case study. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 8(3), 333-345.

## 11 PŘÍLOHY

### Příloha 1. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta  
tělesné kultury

#### Vyjádření Etické komise FTK UP

**Složení komise:** doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.  
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.  
Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 17. 11. 2021 byl projekt diplomové práce

autora /hlavní řešitel/: **Bc. Lukáš Landovský**

s názvem **Hodnocení kineziologických a dynamických funkcí kolenního kloubu u profesionálních fotbalistů a následná doporučení kompenzačních cvičení**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **95/2021**  
dne: **29. 11. 2021**

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  
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.  
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Komise etická  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

## **Příloha 2.** Informovaný souhlas účastníka výzkumu

Jméno účastníka:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

Vedoucí výzkumu: Bc. Lukáš Landovský

Název výzkumu: Hodnocení kineziologických a dynamických funkcí kolenního kloubu u profesionálních fotbalistů a následná doporučení kompenzačních cvičení.

Adresa pracoviště: Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci, třída Míru 117, 771 11 Olomouc

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. S mou účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
6. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis vyšetřující osoby:

Místo:

Datum:



## Potvrzení o vyhotovení překladu

Tímto certifikátem potvrzujeme, že jsme na základě objednávky

**pana Lukáše Landovského**

vyhotovili odborný překlad CZ-EN abstraktu a souhrnu diplomové práce.  
Překlad vyhotovil rodilý mluvčí cílového jazyka.

*Za Jazykové centrum Correct:*



*Mgr. Helena Samková*

*V Brně dne 19. dubna 2022*



#### Příloha 4. Nordic Hamstring

1. Výchozí pozice a začátek pohybu směrem k zemi. Pánev v neutrální pozici, ramena v jedné ose s pánví, krční páteř napříměna. Fixované nohy.



2. Pomalý pohyb s napříměným trupem směrem k zemi přes excentrickou aktivitu hamstringů se snahou odolat pádu do minimální vzdálenosti od podložky bez pomoci horních končetin.



3. Na konci pohybu utlumení pádu s využitím horních končetin a zahájení koncentrické aktivity hamstringů při návratu do výchozí pozice.



## Příloha 5. Reverse Nordic Hamstring Curl

1. Výchozí pozice s pánví v neutrální poloze, stabilním a napřímeným trupem. Začátek pohybu trupem směrem dozadu k nohám.



2. Pokračování pohybu směrem k nohám. Po celou dobu udržujeme neutrální pozici pánve, stabilní a napřímený trup.



3. Konečná pozice, kterou jsme schopni dosáhnout bez pomoci horních končetin. V této pozici dosahujeme maximální excentrické kontrakce m. QF. Návrat zpět do výchozí pozice a opakování cviku.



## Příloha 6. Drop jump

1. Výchozí pozice na bedně výšky 20–100 cm. Zahajujeme seskok (ideálně pod úhlem 30–45°). Seskok může být snožmo rovně dopředu, bokem či na jednu dolní končetinu.



2. Po dokončení seskoku (snažíme se o „měkký“ dopad) dochází ihned k výskoku. Ten je orientovaný podle cíle výsledného pohybu buď směrem nahoru či dopředu. Lze doplnit o překážku různé výšky.



3. Samotný výskok (na fotce směrem zrcadlově k úhlu dopadu na zem) s využitím švihů horních končetin. Při dopadu dbáme na zachování centrování osy kloubů dolních končetin.



## Příloha 7. Squat jump s odporem expanderu

1. Výchozí pozice s expandérem kolem pasu. Pánev v neutrální pozici s aktivním a napřímeným trupem. Chodidla na šířku pánve s mírnou zevní rotací v kyčelním kloubu.



2. Provedeme dřep s udržujeme neutrální pozici pánve, aktivní a napřímený trup. Trup a bérce v jedné ose.



3. Z dřepu následuje výskok směrem dopředu a nahoru proti tahu expanderu. Při dopadu dáváme pozor na udržení centrované osy kloubů dolních končetin (zejména zabránění valgotizace kolen).

