

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2024

Bc. Michaela Lupačová

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Katedra fyzioterapie

**Funkční vztahy segmentů dolní končetiny u hráčů florbalu
se zaměřením na prediktory zranění dolních končetin**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Mgr. Jitka Marenčáková, Ph.D.

Odborní konzultanti diplomové práce:

prof. Ing. František Zahálka, Ph.D.

PhDr. Mikuláš Hank, Ph.D.

Řešitelka:

Bc. Michaela Lupačová

Praha, červenec 2024

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne 01.07.2024

.....

Bc. Michaela Lupačová

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala vedoucí práce Mgr. Jitce Marenčákové, Ph.D. za odborné vedení práce, poskytování cenných rad, věnovaný čas a trpělivost. Další poděkování patří prof. Ing. Františku Zahálkovi, Ph.D. a PhDr. Mikuláši Hankovi, Ph.D. za cenné připomínky, konzultace a věnovaný čas i všem pracovníkům Laboratoře sportovní motoriky Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy za možnost účastnit se vědecko-výzkumné činnosti, za poskytnutí dat a materiálů k vypracování této práce.

Velké díky patří i mé rodině a mým blízkým, kteří mi byli obrovskou oporou, podporovali mě a dodávali mi sílu v průběhu celého mého magisterského studia.

ABSTRAKT

Autor: Bc. Michaela Lupačová

Vedoucí práce: Mgr. Jitka Marenčáková, Ph.D.

Konzultanti práce: prof. Ing. František Zahálka, Ph.D., PhDr. Mikuláš Hank, Ph.D.

Název práce: Funkční vztahy segmentů dolní končetiny u hráčů florbalu se zaměřením na prediktory zranění dolních končetin

Cíl práce:

Hlavním cílem práce bylo zjistit velikost úrovně silových schopností kolenního kloubu v závislosti na specifických pozicích kolenní flexe a v závislosti na stranové preferenci dolní končetiny u elitních hráček florbalu. Dalším cílem bylo posouzení výskytu valgozity kolenního kloubu v průběhu maximálního vertikálního výskoku po seskoku a komparovat úroveň izokinetických silových schopností ve specifických pozicích kolenní flexe mezi skupinami hráček s valgozitou a bez.

Metody:

Jedná se o retrospektivní observační analytickou studii. Data byla získána v rámci odborné vědecko-servisní činnosti Laboratoře sportovní motoriky, Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v průběhu let 2019-2023. Měření probíhala za standardních laboratorních podmínek a za dodržení podmínek Helsinské deklarace. Výzkumný soubor byl tvořen 37 elitními hráčkami florbalu ve věkovém rozmezí 18-33 let (průměrný věk = $21,01 \pm 3,60$) hrající nejvyšší českou ženskou florbalovou soutěž. K testování izokinetické síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu byl využíván dynamometr Cybex Humac Norm (Cybex NORM®, Humac, CA, USA). Testovací úhlová rychlost byla nastavená na $60^\circ/s$ a rozsah pohybu byl $0-90^\circ$ flexe kolenního kloubu. Pro vyhodnocení výskytu valgozity kolenního kloubu při výskoku po seskoku byla využita 2D video analýza videonahrávek vzniklých při měření výskoků. Kritériem výskytu dynamické valgozity kolene byl jeden z bodů validního a reliabilního protokolu Landing Error Scoring System. Za pozitivní výskyt valgozity kolenního kloubu se považovalo mediální vybočení kolenního kloubu, kdy střed patelly byl v úrovni či přesahoval první metatars. K statistické analýze byla využívána deskriptivní statistika, dále Shapiro-Wilkův test pro určení normálního rozložení dat, Studentův párový t-test a nepárový dvouvýběrový t-test. Hladina významnosti byla nastavená na $\alpha = 0,05$.

Výsledky:

Dospělé elitní florbalové hráčky prokázaly významné svalové asymetrie mezi silou flexorů a extenzorů kolenního kloubu dominantní a nedominantní dolní končetiny. Extenzory kolene dominantní dolní končetiny byly signifikantně ($p = 0,028$) silnější než extenzory nedominantní dolní končetiny. Flexory kolene byly taktéž signifikantně ($p = 0,006$) silnější u dominantní dolní končetiny. Relativní síla extenzorů ($p = 0,041$) i flexorů ($p = 0,012$) kolene byla vyšší u dominantní než nedominantní dolní končetiny. Extenzory kolenního kloubu bilaterálně dosáhly maxima v 57° - 58° flexe kolenního kloubu. Síla extenzorů kolene dolních končetin se lišila téměř v celém rozsahu pohybu, ale ve stupních blízcích se plné extenzi (10° flexe kolene) se síla extenzorů vyrovnala a jenom v tomto případě nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p = 0,484$) mezi silou extenzorů kolene dominantní a nedominantní dolní končetiny. Úroveň síly extenzorů kolene se postupně snižovala s přiblížením k extenzi kolene. Procentuální pokles síly extenzorů kolene v rozmezí 58° - 45° , 45° - 30° , 30° - 20° a 20° - 10° byl pro dominantní dolní končetinu 13 %, 23 %, 22 % a 31 % a pro nedominantní dolní končetinu 13 %, 22 %, 21 % a 27 %. Síla extenzorů v polovině rozsahu pohybu dosažení maxima stále dosahovala nadpoloviční síly maxima pro obě dolní končetiny (67 % maximální dosažené síly extenzorů kolene). Hráčské posty hrající v poli (obránkyně a útočnice) se mezi sebou v silových schopnostech nijak významně nelišily, ale síla flexorů kolenních kloubů brankářek byla nižší ($p < 0,05$) než síla flexorů kolene obránkyň a útočnic bilaterálně. Dle našich výsledků, síla extenzorů kolenního kloubu v pozicích blízcích se plné extenzi kolene nemá vliv na výskyt valgozity kolenního kloubu. Skupina hráček, u kterých se vyskytla valgozita kolene ($n = 31$), dosáhla vyšších hodnot relativní síly flexorů kolenního kloubu dominantní ($p = 0,040$) i nedominantní ($p = 0,034$) dolní končetiny než skupina hráček bez výskytu valgozity.

Závěr:

Unilaterální zatížení florbalu se projevilo v míře asymetrie svalové síly mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou, kdy dominantní končetina byla silnější v extenzi i flexi kolenního kloubu. Tato stranová asymetrie mezi extenzory kolene byla přítomná téměř v celém sledovaném rozsahu pohybu, ale v stupních blízkých plné extenzi tento rozdíl přestal existovat. Také jsme přišli na to, že brankářky vykazují výrazný deficit v síle flexorů kolene bilaterálně vůči jiným hráčským postům. Vztah mezi oslabením extenzorů kolene a výskytem valgozity kolenního kloubu nebyl nalezen. Statistická

analýza výsledků týkající se hráčských postů a valgozity je slabá, jelikož brankářky byly jenom 4 a valgozita se nevyskytla pouze u 6 hráček.

Výsledky práce poukazují na míru asymetrie u jednostranně zatěžujícího sportu, což jen podtrhává důležitost kompenzačních programů k vyrovnání těchto asymetrií. Izokinetické testování síly je doporučeno z důvodu objasnění silových parametrů v jednotlivých částech rozsahu pohybu a individuální identifikace případného oslabení. Deficit v síle svalů dolních končetin v polohách blízkých plné extenzi kolene může být prediktorem zranění, tudíž jejich identifikace a úprava je namístě. Naše výsledky mohou pomoci při tvorbě kompenzačních cvičení či preventivních programů florbalistek, dále k hodnocení výkonu hráček nebo pro čerpání informací a porovnání s dalším výzkumem.

Klíčová slova:

florbal, ženy, izokinetická síla, prediktory zranění, kolenní kloub, dynamická valgozita kolene, svalová asymetrie, asymetrie síly, extenzory kolene, flexory kolene

ABSTRACT

Author: Bc. Michaela Lupačová

Supervisor: Mgr. Jitka Marenčáková, Ph.D.

Consultants: prof. Ing. František Zahálka, Ph.D., PhDr. Mikuláš Hank, Ph.D.

Title: Functional relationships of lower limb segments in floorball players with a focus on predictors of lower limb injuries

Objectives:

The main objective of the thesis was to determine the magnitude of differences in knee joint torque levels depending on specific knee flexion positions and lower extremity preference in elite female floorball players. Another objective was to assess the occurrence of knee valgus during the maximum vertical drop jump and to compare the level of isokinetic strength abilities in specific knee flexion angles between groups of players with and without valgus

Methods:

This is a retrospective observational analytical study. Data were obtained within the framework of the professional scientific activity of the Sport Research Center, Faculty of Physical Education and Sport, Charles University during the years 2019-2023. Measurements were carried out under standard laboratory conditions and under the conditions of the Declaration of Helsinki. The 37 elite female floorball players in the age range of 18-33 years (mean age = $21,01 \pm 3,60$) playing in the top Czech women's floorball league were monitored. The Cybex Humac Norm dynamometer (Cybex NORM®, Humac, CA, USA) was used to test the isokinetic strength of the knee flexors and extensors. The angular velocity of the test was set at $60^\circ/s$, and the range of motion was 0 to 90° of knee flexion. 2D video analysis of recordings taken during jump measurements was used to evaluate the appearance of the knee valgus during a vertical drop jump. The criterion for the occurrence of dynamic knee valgus was one of the elements of the valid and reliable Landing Error Scoring System protocol. The medial knee displacement, where the center of the patella is at the level of or exceeds the first metatarsus, was considered a knee valgus. Descriptive statistics were used for statistical analysis, as well as the Shapiro-Wilk test to determine the normal distribution of the data, Student's paired t-test and the two-sample t-test. The significance level was established at $\alpha = 0,05$.

Results:

Adult elite female floorball players demonstrated significant muscle asymmetries between knee flexor and extensor strength of both dominant and nondominant lower extremities. The knee extensors of the dominant lower limb had significantly higher peak torque ($p = 0,028$) than the extensors of the nondominant lower limb. Knee flexors also had significantly higher maximum torque ($p = 0,006$) in the dominant lower extremity. The normalized maximum torque of both the knee extensors ($p = 0,041$) and the flexors ($p = 0,012$) was also significantly higher in the dominant lower limb compared to the non-dominant lower limb. The angle of maximum torque of the knee extensors was reached at 57° - 58° of bilateral knee flexion. The angle-specific torque of the knee extensors differed over almost the entire range of motion, but at angles approaching full extension (10° of knee flexion), the torque of the extensors equalized and at this angle, no statistically significant differences ($p = 0,484$) were found between the angle-specific torque of the knee extensors of the dominant and non-dominant lower extremities. The angle-specific torque of the knee extensors gradually decreased as the knee extension approached. The percentage decrease in knee extensor torque between 58° - 45° , 45° - 30° , 30° - 20° , and 20° - 10° were 13 %, 23 %, 22 %, and 31 % for the dominant lower limb, and 13 %, 22 %, 21 %, and 27 % for the nondominant lower limb. The angle-specific torque of the knee extensors in the midrange of motion that reached the maximum torque was still greater than half the maximum torque (67 % of the maximum torque of the knee extensors at 30° of knee flexion). The field play positions (defenders and forwards) did not differ significantly in their strength abilities, but the knee flexor strength of the goalkeepers was lower than the knee flexor strength of the defenders and forwards bilaterally. According to our findings, the angle-specific torque of the knee extensors in positions close to the full extension of the knee does not affect the knee valgus. Players with valgus knee ($n = 31$) had a higher normalized maximum torque of the knee flexors of the dominant ($p = 0,040$) and non-dominant ($p = 0,034$) lower extremities than players without valgus.

Conclusion:

The unilateral loading of the floorball was fully reflected in the degree of muscle strength asymmetry between the dominant and the nondominant limbs. The dominant lower extremity had higher peak torques in both the knee extensors and the flexors. This lateral asymmetry between the knee extensors was present throughout almost the entire range of motion studied, but at angles close to full extension, there was none. We also found

that goalkeepers showed a significant deficit in bilaterally normalized knee flexor peak torque relative to other players. No relationship was found between angle-specific torque of knee extensors and the incidence of knee valgus. Statistical analysis of the results regarding positions and valgus is weak, as there were only 4 goalkeepers and knee valgus was not present in 6 players. The results highlight the level of asymmetry in the unilaterally loading sport, which only emphasizes the importance of compensation to offset these asymmetries. The isokinetic testing is recommended to show the strength abilities throughout the tested range of motion and to show angle-specific torque deficits individually. Insufficient lower extremity muscle strength in positions close to full extension can predict lower limb injury, thus it is important to identify and correct them. Our results may help to create compensatory exercises or preventive programs for female floorball players, as well as to evaluate female floorball players performances or to draw information and compare with other research.

Keywords:

floorball, women, isokinetic strength, injury predictors, knee joint, dynamic knee valgus, muscle asymmetry, strength asymmetry, knee extensors, knee flexors

SEZNAM ZKRATEK A POUŽITÝCH SYMBOLŮ

ACL – anterior cruciate ligament (přední zkřížený vaz)

art. – articulatio (kloub)

artt. – articulationes (klouby)

atd. – a tak dále

cm – centimeter

DDK – dominantní dolní končetina

et al. – et alli (a jiní)

H/H – hamstring-to-hamstring ratio (bilaterální poměr síly flexorů kolene)

H/Q – hamstring-to-quadriceps ratio (unilaterální poměr síly flexorů vůči extenzorům kolene)

kg – kilogram (jednotka hmotnosti)

kgm⁻² – kilogram na metr čtverečný (jednotka body mass index)

lig. – ligamentum (vaz)

ligg. – ligamenta (vazy)

m. – musculus (sval)

ms⁻² – metr za sekundu na druhou (jednotka zrychlení)

mm. – musculi (svaly)

n. – nervus (nerv)

např. – například

NDK – nedominantní dolní končetina

Nm – Newton metr (jednotka momentu síly)

Nmkg⁻¹ – Newton metr na kilogram (jednotka relativního momentu síly)

Q/Q – quadriceps-to-quadriceps ratio (bilaterální poměr síly extenzorů kolene)

RM – repetition maximum (maximální váha pro jedno opakování)

s – sekunda (jednotka času)

SD – standard deviation (směrodatná odchylka)

tzv. – takzvaně

OBSAH

1	ÚVOD DIPLOMOVÉ PRÁCE	1
2	TEORETICKÁ VÝCHODISKA DIPLOMOVÉ PRÁCE	3
2.1	Fyziologie segmentů dolní končetiny	3
2.1.1	Kyčelní kloub.....	3
2.1.2	Kolenní kloub	6
2.1.3	Hlezenní kloub a noha	9
2.1.4	Vzájemné funkční vztahy kloubů dolních končetin	11
2.2	Biomechanická východiska	13
2.2.1	Kinematika pohybu dolních končetin	13
2.2.2	Kinetika pohybu.....	18
2.2.3	Svalová síla	19
2.3	Patokineziologie segmentů dolních končetin	24
2.3.1	Patokineziologie pánve a kyčle.....	24
2.3.2	Patokineziologie kolene	24
2.3.3	Patokineziologie hlezna a nohy	26
2.3.4	Faktory vzniku zranění	26
2.4	Florbal.....	29
2.4.1	Charakteristika herní činnosti jednotlivce	29
2.4.2	Zranění ve florbale.....	31
2.5	Shrnutí poznatků a vědeckého problému.....	33
3	METODOLOGIE DIPLOMOVÉ PRÁCE	35
3.1	Cíle práce	35
3.2	Výzkumné otázky	35
3.3	Hypotézy	35
3.4	Úkoly práce.....	36
4	METODIKA DIPLOMOVÉ PRÁCE	37

4.1	Zpracování teoretické části práce	37
4.2	Zpracování empirické části práce	37
4.3	Charakteristika sledovaného souboru	37
4.4	Metody a průběh měření	38
4.5	Zpracování a analýza dat	39
5	VÝSLEDKY DIPLOMOVÉ PRÁCE	42
5.1	Výsledky vstupního dotazníku.....	42
5.2	Výsledky testování izokinetické síly	43
5.3	Úhel dosažení maximální izokinetické síly extenzorů kolene.....	46
5.4	Izokinetická síla extenzorů kolenního kloubu v průběhu pohybu	48
5.5	Unilaterální a bilaterální poměry	50
5.6	Valgozita kolenního kloubu a izometrická síla	52
6	DISKUZE K VÝSLEDKŮM DIPLOMOVÉ PRÁCE	55
6.1	Diskuze k první hypotéze	55
6.2	Diskuze k druhé hypotéze.....	59
6.3	Diskuze k třetí hypotéze	61
6.4	Diskuze k čtvrté hypotéze.....	63
6.5	Diskuze k páté hypotéze	65
6.6	Limity práce	66
7	ZÁVĚRY DIPLOMOVÉ PRÁCE	69
8	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	73
9	PŘÍLOHY	I
	Příloha č. 1 – Seznam tabulek	II
	Příloha č. 2 – Seznam grafů	III
	Příloha č. 3 – Seznam rovnic.....	IV

1 ÚVOD DIPLOMOVÉ PRÁCE

Florbal se řadí v České republice k velmi oblíbeným sportům. Není finančně nákladný, je dynamický, relativně nekontaktní a fyzicky ne až tak náročný, ale stále podobný hokeji. Patří mezi sporty, které se již od útlého věku hrají v tělocvičnách v rámci tělesné výchovy, ale tam to ovšem nekončí. Superfinále florbalu navštěvují tisíce lidí, což jen poukazuje na jeho oblíbenost mezi různými věkovými kategoriemi a pohlavími. Český ženský florbal má své místo ve světě, s ohledem na bronzovou medaili reprezentace žen na posledních mistrovstvích světa, a již několik let se pohybuje mezi světovou špičkou.

Florbal má ale i svou temnou stránku. Svalové asymetrie či dysbalance jsou neoddělitelnou součástí tohoto jednostranného sportu a prevalence zranění vzniklých při florbalu je vysoká. Zranění se týkají převážně kloubů či svalů dolních končetin. Kolenní kloub patří mezi nejčastěji poškozené klouby ve florbalu žen, přičemž se v mnoha případech jedná o poškození ligamentózních struktur kolene. Problematika ACL bývá často zkoumaná hlavně u žen, protože ženy jsou mnohem náchylnější k poranění až ruptuře tohoto vazů. Ve většině případů dochází k poškození ACL nekontaktně, tedy za poškození je zodpovědná nedostatečná neuromuskulární kontrola kloubu či slabá schopnost dynamické stabilizace kolena.

Prediktorů zranění existuje několik, přičemž se sem řadí svalové asymetrie či dysbalance, deficity ve svalové síle, nedostatečná mobilita kyčelního či hlezenního kloubu, a naopak nedostatečná stabilita kolenního kloubu, výskyt dynamické valgosity a jiné. Možnosti zkoumání těchto prediktorů existuje také několik. Hodnocení izokinetické síly flexorů a extenzorů kolene či jejich poměrů bývá označováno za jeden z nich. Výzkum této problematiky v rámci florbalu má své rezervy a zahraniční či domácí odborná literatura se jí věnuje nepříliš často nebo vůbec.

Naším cílem bylo posuzování úrovně svalových asymetrií florbalistek vzhledem k lateralitě dolní končetiny a sledování úrovně silových schopností extenzorů kolenního kloubu florbalistek v různých pozicích flexe kolene. Pro naši práci jsme si proto zvolili porovnání izokinetického točivého momentu síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu dominantní a nedominantní dolní končetiny u elitních hráček florbalu. Taktéž jsme chtěli sledovat, jak se bude síla extenzorů kolene měnit vzhledem ke změně úhlu flexe kolenního kloubu a jak velká bude tato změna. Silové parametry jsme chtěli porovnat i mezi jednotlivými hráčskými posty. Dalším cílem práce bylo hledání silových rozdílů

extenzorů kolenních kloubů hráček, u kterých se vyskytuje valgozita kolenního kloubu při vertikálním výskoku po seskoku a extenzorů hráček, které valgozitu kolene neprokázaly.

Všeobecně známým rčením je, že nejúčinnější léčbou je prevence. Ke správně nastavené prevenci je ale nutné poznat nedostatky. Právě proto jsme zvolili sledování vybraných prediktorů zranění dolních končetin na čistě ženském souboru florbalistek, jelikož incidence zranění kolenního kloubu je u žen vyšší. Florbal byl zvolen, neboť je jeho výzkum relativně chudý a je nutné rozšiřovat vědomosti o něm. Další motivací zkoumání kolena florbalové hráčky bylo navázání na předešlou bakalářskou práci, ve které byla sledována kvalita dopadu.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA DIPLOMOVÉ PRÁCE

2.1 Fyziologie segmentů dolní končetiny

Dolní končetiny slouží k lokomoci a opoře těla v prostoru. Lze je rozdělit do několika segmentů – proximální, kam řadíme pletenec pánevní a kyčelní kloub; střední tvoří stehno, bérce a jejich spojení v rámci kolenního kloubu a na závěr segment distální, kam řadíme hlezenní kloub a nohu (Dylevský, 2021).

2.1.1 Kyčelní kloub

Kyčelní kloub je jedním ze tří velkých nosných kloubů dolní končetiny. Kromě své nosné funkce má i funkci balanční a stabilizační, a to hlavně od druhého roka života (Dylevský, 2021). V dospělosti má kyčelní kloub tři stupně volnosti a koná pohyb kolem tří os. Pohyby kolem transversální osy probíhají v sagitální rovině, tudíž se jedná o flexi a extenzi. Pohyby kolem antero-posteriorní osy jsou abdukce a addukce a pohyby vertikální osy jsou rotační pohyby vnitřní a zevní (Kapandji, 1987).

Kyčelní kloub je velice stabilní kulový kloub, jehož dvěma hlavními funkcemi je již zmíněná nosná funkce a lokomoce. Jamku kloubu tvoří acetabulum, ve kterém se prolínají tři pánevní kosti. Leží kaudo-laterálně zepředu pánve a jeho velikost lehce zakrývá hlavici femuru. Stabilita kyčelního kloubu je z velké části daná vzájemným vztahem kloubních ploch hlavice a acetabula (Kapandji, 1987).

V literatuře se zmiňuje hned několik úhlů, kterými lze určit funkčnost kyčelního kloubu. Wibergův úhel neboli „center edge“ úhel udává úroveň krytí hlavice jamkou. Úhel u dospělého člověka by měl dosahovat 20° a v žádném případě by neměl být menší než 10°. Měří se jako úhel mezi vertikální osou procházející středem hlavice femuru a přímkou procházející středem femuru a horním okrajem acetabula, který se také označuje jako „stříška“ (Kolář, 2009). Dylevský (2021) udává, že pro stabilizaci kyčelního kloubu, respektive hlavice femuru, je velice důležitá velikost a sklon stříšky. Sklon stříšky lze změřit Hilgenreinerovým úhlem, což je úhel mezi spojnicí okrajů acetabula a horizontální přímkou. Fyziologicky by měl mít u dospělého jedince hodnotu 25°, nikdy ne pod 15° (Kolář, 2009).

Další důležité úhly se týkají spíše krčku femuru a jedná se o kolodiafyzární úhel a úhel anteverze femuru. Kolodiafyzární úhel má svůj význam v postavení kyčelního kloubu ve frontální rovině. Měří se jako úhel mezi dlouhou osou krčku femuru a dlouhou osou těla femuru. Za fyziologických podmínek má tento úhel u dospělého jedince

dosahovat hodnoty kolem 125° . V případě, že je úhel větší než 140° , mluvíme o coxa valga, což je horší pro stabilitu, jelikož je hlavice málo držena v jamce. Opakem je coxa vara, kdy hodnoty kolodíafyzárního úhlu dosahují pouze pod 115° (Kolář, 2009). Antevertzní úhel femuru má hlavní vliv v rámci transversální roviny, protože mění rozsahy rotačních pohybů kyčelních kloubů (Dylevský, 2021). Antevertzi femuru měříme v transversální rovině tak, že změříme odklonění dlouhé osy krčku femuru od přímky spájající obě kondyly femuru. Úhel u dospělého dosahuje $7-15^\circ$. Pokud tato hodnota dosahuje nad 35° , kyčel lze označit jako coxa anteverta a je u ní patrné vnitřně rotační postavení a výrazné omezení zevní rotace. Coxa retroverta je kyčel, jejíž hodnota antevertze femuru dosahuje méně než 5° a její pohyb je omezen do vnitřní rotace (Kolář, 2009).

Ligamenta zpevňující kloubní pouzdro kyčelního kloubu mývají také vliv na jeho stabilitu i dynamiku. Z přední strany kyčelního kloubu nalezneme lig. iliofemorale a lig. pubofemorale. První zmíněné ligamentum lze považovat za nejsilnější vaz v lidském těle a jeho funkcí je bránit nadměrné extenzi kyčelního kloubu nebo také bránit přepadu trupu vzad. Lig. pubofemorale kontroluje abdukci a zevní rotaci kyčle. Posteriovní část kloubu je zpevněná lig. ischiofemorale, které brání nadměrné addukci a vnitřní rotaci kyčle. Všechna ligamenta se uvolňují při flexi kyčle a při extenzi se napínají. V klidném vzpřímeném stoji jsou pouze pod mírným napětím, ale při nárůstu flexe kyčle dochází ke zvýšení nároků kladených na vazy (Kapandji, 1987; Dylevský, 2021).

Tři stupně volnosti dovolují kyčli pohyby ve všech třech rovinách – sagitální (flexe a extenze), frontální (abdukce a addukce) i transversální rovině (vnitřní a zevní rotace). Rozsahy pohybů kyčle v sagitální rovině závisí na poloze kolenního kloubu. V případě, že je koleno extendované, je rozsah flexe kyčle pouhých 90° , pokud je ovšem koleno flektované, dochází automaticky k zvětšení rozsahu flexe kyčelního kloubu až k 120° (Kapandji, 1987). Dylevský (2021) popisuje vztah rozsahu flexe kyčle, která je větší v případě, že kyčel současně směřuje do mírné abdukce. Rozsah extenze kyčle je menší při flektovaném kolenu (10°), zatímco extenze kyčle při extendovaném kolenu může dosahovat až 30° . V rámci extenze to je způsobeno flexory kolenního kloubu neboli ischiokrurálními svaly. Jedná se o dvoukloubové svaly, což znamená, že ovlivňují dva klouby a mají dvojí využití. Z názvu vyplývá, že zabezpečují flexi kolene, ale jejich vliv na kyčel není zanedbatelný a zde zabezpečují pohyb extenze. Účinnost flexorů kolene se primárně spotřebuje na flexi kolene a svaly nemají dostatek účinnosti na provedení

tak výrazné extenze, jako když nemusí flektovat koleno a podílejí se čistě na extenzi kyčle (Kapandji, 1987).

Ve frontální rovině můžeme sledovat pohyby abdukce a addukce. Rozsah abdukce kyčle bývá větší, a to až kolem 40°, zatímco addukce nabývá pouze asi 10° (Dylevský, 2021). Kapandji (1987) popisuje, že abdukce jedné kyčle je obvykle spojená s abdukci druhé kyčle, přičemž každá z kyčlí má rozsah abdukce 15° - 45°, což společně dává rozsahy kolem 30° s maximem 90° abdukce. Při abdukci také vzniká sešikmení pánve a kompenzační úklon k opěrné dolní končetině. Na druhou stranu, čistá addukce dle Kapandjeho neexistuje, jedná se pouze o relativní addukci, což znamená mediální posun končetiny z jakéhokoliv stupně abdukce.

Posledními popsány pohyby kyčelního kloubu jsou rotace. Rozsah vnitřní rotace se pohybuje kolem 35°, zevní rotace jen 15° a závisí také na stupni flexi kyčle (Dylevský, 2021).

Svaly v okolí kyčelního kloubu se dělí dle jejich funkce. Flexory kyčle lze rozdělit do dvou skupin v závislosti na konaných pohybech. Flexory, které se zároveň podílejí na addukci a zevní rotaci jsou m. pectineus, m. adductor longus a hlavní flexor kyčle m. iliopsoas, který je tvořen třemi svaly – m. iliacus, m. psoas major a m. psoas minor. Flexory, které současně dělají abdukci a zevní rotaci jsou m. tensor fasciae latae a přední vlákna gluteus medius a minimus. Další flexory jsou m. rectus femoris, který provádí čistou flexi, a m. sartorius, jehož úkolem je abdukce a zevní rotace (Kapandji, 1987).

K extenzorům řadíme m. gluteus maximus, který je také nejmohutnějším a nejvýkonnějším svaelem těla, a tzv. hamstringy neboli flexory kolenního kloubu. Jedná se o m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus.

Hlavním abduktorem kyčelního kloubu je již zmíněný m. gluteus maximus, který je spolu s dalšími mm. gluteii důležitý pro stabilizaci pánve v transverzální rovině. M. tensor fasciae latae má asi o polovinu menší svalovou sílu abdukce než m. gluteus maximus, má ale mnohem delší páku, a proto funguje jak stabilizátor pánve, ale také jako stabilizátor kolenního kloubu (Kapandji, 1987). Adduktory kyčelního kloubu probíhají po mediální straně stehna a patří sem m. adductor magnus, m. adductor longus, m. adductor brevis, m. pectineus a m. gracilis (Vélé, 2006). Zevní rotátory kyčle jsou silnější a je jich více než vnitřních rotátorů. Řadí se sem tzv. pelvitrochanterické svaly – m. piriformis, mm. obturatorii (externus a internus), mm. gemelli (superior a inferior), m. quadratus femoris. K vnitřním rotátorům patří m. tensor fasciae latae, m. gluteus minimus a dopomáhají jim m. gluteus medius, m. gracilis a semisvaly (Dylevský, 2021).

Stabilita kyčelního kloubu vychází jednak ze struktur pasivních, jako je architektonika kloubu, tvar kloubních ploch, kloubní pouzdro a ligamentózní aparát, ale také z aktivních struktur, tedy z aktivity svalů. Nezbytná je funkce periartikulárních svalů, přesněji řečeno pelvitrochanterických svalů, jejichž úkolem v rámci stabilizace je držet hlavici femuru v blízkém kontaktu s acetabulem (Kapandji, 1987). Nejméně stabilní polohou kyčelního kloubu je spojení flexe, addukce a zevní rotace. Na druhou stranu, nejstabilnější polohou je spojení flexe, mírné abdukce a zevní rotace, což je také poloha, ve které je kloub centrován (Kolář, 2009).

2.1.2 Kolenní kloub

Kolenní kloub je označován za největší a nejsložitější kloub lidského těla. Je spojením patelly a dvou nejdelších kostí těla – femuru a tibie. Jedním z jeho úkolů je ekonomizace pohybů, jelikož zabezpečuje zkrácení a prodloužení dolní končetiny, čímž minimalizuje změnu těžiště těla (Dylevský, 2021).

Kloubní plochy kolenního kloubu na sebe nenaléhají dokonale. Při pohybu je vzájemný kontakt kloubních ploch malý, protože kondyly femuru jsou zakřivené, ale kondyly tibie jsou relativně ploché. Vzájemnou inkongruenci kloubních ploch vyrovnávají menisky. Úkolem menisků je také tlumit nárazy, pohlcovat energii vzniklou nárazy nebo zlepšovat dynamiku synoviální tekutiny uvnitř kloubu (Dylevský, 2009). Mediální meniskus má tvar půlměsíce, je pevně srostlý s vnitřním postranním vazem a také je méně pohyblivý, což vede k častějšímu poškození (až 95 % případů poranění menisků). Laterální meniskus je okrouhlý, upevněn pouze v jednom místě, proto je více pohyblivý a nebývá poškozen tak často (Dylevský, 2021).

Další důležité struktury zabezpečující stabilitu kolenního kloubu jsou kloubní pouzdro a vazy, které ho zpevňují. Latero-laterálně je kloub zpevněn postranními vazy. Mediální postranní vaz neboli lig. collaterale tibiale je poměrně široký vaz, který chrání kolenní kloub z vnitřní strany. Pevně srůstá s kloubním pouzdem a mediálním meniskem, proto bývá jeho poškození často spojené i s poškozením těchto struktur. Na vnitřní straně mu vypomáhají svaly m. sartorius, m. gracilis a m. semitendinosus, které se upínají v jeho blízkosti do tzv. pes anserinus. Lig. collaterale fibulare nezasahuje do pouzdra a chrání koleno ze zevní strany, kde mu dopomáhá iliotibiální trakt. Oba postranní vazy jsou napjaté v extenzi kolenního kloubu a jednotlivě chrání kolenní kloub vůči varózním (lig. collaterale fibulare) a valgózním (lig. collaterale tibiale) silám.

Nejdůležitější stabilizátory kolenního kloubu jsou zkřížené vazy probíhající uvnitř kloubního pouzdra. Lig. cruciatum anterius působí jako hlavní stabilizátor kolenního kloubu, jeho průběh má antero-mediální směr a omezuje nadměrný anteriorní posun tibie vůči femuru i vnitřní rotaci bérce. Při flexi kolenního kloubu táhne kondyly femuru proti jejich směru válení, tudíž táhne distální femur anteriorně, při extenzi je protažené a omezuje případnou hyperextenzi kolenního kloubu. Druhým zkříženým vazem je lig. cruciatum posterius, jehož průběh má postero-laterální směr a chrání koleno vůči zadnímu posunu tibie proti femuru. Při flexi kolene dochází k jeho protažení, tedy zčásti omezuje flexi kolenního kloubu a při extenzi táhne kondyly femuru dorzálně, zatímco se válení koná opačným směrem (Kapandji, 1987; Dylevský 2021).

Kolenní kloub je chráněn vazy i v předozadním směru. Zepředu kolene se nachází lig. patellae, které má v sobě obsaženou největší sezamskou kost celého těla a slouží jako společný úpon všech hlav m. quadriceps femoris. Lig. patellae dopomáhají z anterorní strany retinacula patellae. Jejich úkolem je bránit luxaci patelly do stran (Čihák, 2004). Posteriovní strana kolene je chráněna dvěma ligamenty a to lig. popliteum obliquum a lig. popliteum arcuatum. Jejich úkolem je zpevňovat zadní stranu kolene a podílejí se na antero-posteriorní stabilitě kolenního kloubu (Kapandji, 1987; Čihák, 2004).

V kinematice kolenního kloubu máme možnost sledovat pohyby v sagitální a transversální rovině. Pohyby kolene v sagitální rovině mají složitější průběh, než by se na první pohled mohlo zdát. Jelikož kloubní plochy femorálních kondylů jsou větší než kloubní plochy kondylů tibie, při pohybu flexe nedochází k pouhému rotačnímu pohybu, ale pro zachování kontaktu kloubních ploch je nezbytný i pohyb posuvný (Kapandji, 1987). Rozsah flexe kolenního kloubu dosahuje 130°-160° a vzniká kontrakcí flexorů kolene, což jsou primárně již zmíněné hamstringy, kam patří m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Flexi kolene dopomáhají také m. sartorius, m. gracilis, m. popliteus a m. gastrocnemius (Dylevský, 2021). Extenze kolenního kloubu je jeho základním postavením. Fyziologicky by měla dosahovat 0°, Čihák (2004) však uvádí, že je možné pokračování extenze o dalších 5° do dosažení tzv. hyperextenze, ale v žádném případě by neměla být větší než 15°. Kapandji (1987) kromě toho, že odmítá termín „hyperextenze“, také uvádí, že extenzi jakou známe, lze označit spíše za extenzi relativní, jelikož extenze absolutní je také i výchozí polohou kolenního kloubu, tudíž vztah stejný jako popisuje při addukci kyčle.

Pohyby sagitální a transversální roviny kolenního kloubu nelze jen tak jednoduše oddělit. V rámci popisu flexe a extenze kolene nelze opomenout pojmy „odemčené“ a „uzamčené“ koleno. Plnou extenzi nazýváme „uzamčeným kolenem“. Při každém pohybu do flexe musí nejdříve dojít k odemčení kolene, což je sdružená rotace v prvních 5° flexe kolene. V případě, že je dolní končetina v otevřeném kinematickém řetězci, dochází k vnitřní rotaci tibie, pokud ale je dolní končetina zatížená ve stoji, dochází k malé zevní rotaci femuru vůči tibii. Tato rotace způsobuje uvolnění postranních vazů a lig. cruciatum anterius, což je nezbytné pro flexi kolene (Čihák, 2004; Dylevský, 2021). Následuje válení femuru po tibii a na závěr jeho posun. Při extenzi funguje celý proces obráceně (Dylevský 2021).

Pro konání pohybů v transversální rovině je nutností odemčení kolene. Rotace v koleni z velké části závisí na stupni flexe kolenního kloubu, přičemž největších rozsahů rotací lze dosáhnout při flexi 45°-90°. Rozsah vnitřní rotace je menší (5°-10°), zatímco zevní rotace může dosahovat hodnot až kolem 50° (Dylevský, 2021). Tohle je možné kvůli tomu, že hlavní extenzor kolene – m. quadriceps femoris se na bérec upíná pouze v jednom místě, zatímco se flexory upínají na bérec ve dvou místech a dle toho je dělíme na vnitřní, což jsou semisvaly konající vnitřní rotaci bérce a flexory zevní, což je m. biceps femoris konající zevní rotaci bérce (Flanagan, 2014; Hall, 2019).

Stabilizátory kolenního kloubu lze rozdělit na statické a dynamické. K statickým řadíme tvar kloubních ploch, kloubní pouzdro, ligamentózní aparát a menisky. Dynamické stabilizátory jsou svaly v okolí kolenního kloubu. Jak již bylo zmíněno, kloubní plochy kolenního kloubu na sebe nenaléhají příliš stabilně, proto musí být koleno opatřeno dalšími strukturami zabezpečující dostatečnou stabilitu (Dylevský, 2021). Při minimálně flektovaném kolenu ve stoji spadá těžiště za osu otáčení, a proto má koleno tendenci k flexi. Tomu se snaží zabránit extenzorový aparát kolene tím, že dochází k aktivaci m. quadriceps femoris. V případě, že je koleno hyperextendované, poloha těžiště těla tlačí koleno do další hyperextenze. Ta je kontrovaná kloubním pouzdrem a zadními ligamenty kolene (Kapandji, 1987). Antero-posteriorní stabilitu mimo jiné pomáhají udržovat i postranní a zkřížené vazy. Kolaterální vazy kontrolují extenzi kolenního kloubu a také chrání koleno vůči valgózním a varózním silám. Flexe kolene je primárně chráněna zkříženými vazy, jelikož kontrolují a omezují nadměrný předozadní posun tibie vůči femuru (Dylevský, 2021). Rotační stabilita kolene je zabezpečována spojením kolaterálních a zkřížených vazů. Postranní vazy chrání koleno vůči nadměrné zevní rotaci, zatímco nadměrné vnitřní rotaci brání zkřížené vazy (Kapandji, 1987).

Zkřížené vazy jsou tedy hlavními stabilizátory, protože omezují pohyby kolenního kloubu v sagitální rovině i pohyby do vnitřní rotace (Vélé, 2006).

Součástí kolenního kloubu je i patella a patello-femorální skloubení. Jeho úkolem je nejen stabilizovat kolenní kloub, ale hlavně zvyšovat efektivitu kontrakce m. quadriceps femoris změnou jeho tahu tím, že prodlouží rameno síly, čímž ulehčuje extenzorovému aparátu jeho funkci. Patella není pevně fixovaná, ale vykonává pohyb kranio-kaudálním směrem. Extenze kolenního kloubu přitahuje patellu proximálně, ale při flexi kolene se posouvá distálně až několik centimetrů. Při extenzi kolene dochází také k laterálnímu tahu patelly, proti kterému působí m. vastus medialis (Kapandji, 1987; Dylevský, 2021).

2.1.3 Hlezenní kloub a noha

Noha zabezpečuje funkci nosnou, lokomoční, propiocepční a je rozdělená do tří částí. Zánártí je proximální část, ve které jsou uloženy všechny tarzální kosti nohy. Důležitá je také z toho důvodu, že právě zde se nachází dvě nejpodstatnější komponenty v rámci pohyblivosti nohy, což jsou horní a dolní zánártní kloub. Uprostřed se nachází nárt tvořen metatarzálními kostmi a distální část tvoří pouze články prstů. Podiatrie rozděluje nohu také do tří částí, ale tak, že spojuje metatarsy a prsty do jedné části zvané přednoží a tarzy rozděluje na střednoží a zánoží. Středonoží je složené z ossa cuneiformia, os naviculare a os cuboideum a zánoží tvoří poslední dvě kosti tarzů – největší os calcaneus a os talus (Dylevský, 2021).

Horní zánártní kloub je spojení bérceových kostí tvořících vidlici a talu, který je do nich zaklíněn. Má pouze jeden stupeň volnosti zabezpečující pohyby dorzální a plantární flexe. Při pohybu do dorzální flexe se talus zatlačí do vidlice a rozšíří ji, zatímco při plantární flexi se z ní vysune. Patří k nejméně stabilním kloubům těla, a proto je jeho kloubní pouzdro podpořeno množstvím vazů. Zevní strana kotníku je zpevněná třemi ligamenty, z nichž je nejdůležitější lig. talofibulare anterius, které je jedním z hlavních stabilizátorů tohoto kloubu. Bývá také i nejčastěji poškozeno, a to hlavně inverzním mechanismem. Vnitřní strana kloubu je zpevněná silným lig. deltoideum, který je dalším velmi významným stabilizátorem horního zánártního kloubu a nebývá tak často poškozené.

Dolní zánártní kloub je rozdělen do dvou oddílů. Přední oddíl je ještě dále rozdělen na mediální a laterální, zadní oddíl je subtalární kloub, což je spojení talu

a kalkanea. Tento kloub zabezpečuje rotační pohyby ve frontální rovině – inverzi a everzi. Oba klouby fungují jako jeden funkční celek a pohyby bývají často sdružené. Při dorzální flexi dochází automaticky k everzi, tedy abdukci a pronaci nohy, zatímco při plantární flexi dochází k pohybu opačnému.

Dalším kloubem, který blízko souvisí se subtalárním kloubem a je jím kontrolován, je tzv. Chopartův kloub. Je tvořen dvěma klouby tvořícími jeden funkční celek a jeho funkcí je udržovat předonoží a středonoží na podložce. Mimo jiné doplňuje funkčnost předešlých dvou kloubů tak, že pohyb může probíhat plynule ve všech třech rovinách. V případě, že dochází k omezení pohyblivosti jednoho kloubu, automaticky se kompenzačně zvýší rozsah pohybu kloubu jiného. Další klouby nohy jsou art. cuneonavicularis, artt. intercuneiformes, art. tarsometatarsalis (neboli Lisfrankův kloub), artt. intermetatarsales, artt. metatarsophalangeales a artt. interphalangeales (Kolář, 2009; Dylevský 2021).

Na to, aby bylo těleso stabilní, potřebuje mít oporu alespoň ve třech bodech s tím, že těžiště tělesa musí ležet v prostoru vymezeném těmito body. Stejně to platí u chodidla. Tripodní model klenby nohy udává, že tyto body jsou pata, hlavička prvního a hlavička pátého metatarsu. Uvádí se také, že v tomto systému existují tři klenby, které se podílejí na rozložení hmotnosti těla a umožňují noze dostatečnou flexibilitu k dosažení pružného nášlapu. Příčná klenba je jenom jedna a prochází hlavičkami metatarsů, nejvýraznější je v oblasti os cuboideum a ossa cuneiformia. Je podepřená šlachami svalů m. tibialis anterior, m. fibularis longus a m. adductor hallucis. Další dvě klenby jsou longitudinální. Mediální podélná klenba prochází os talus, os naviculare, ossa cuneiformia, prvními třemi metatarsy a prvním až třetím prstem. Je výraznější a vyšší než klenba laterální s vrcholem v oblasti os naviculare, která by měla být 15-18 mm vysoko nad zemí. Zevní podélná klenba prochází zbylými strukturami, tedy os calcaneus, os cuboideum, čtvrtým a pátým metatarssem a příslušnými prsty. Svaly formující mediální klenbu jsou m. tibialis anterior, m. fibularis longus, m. flexor hallucis longus a m. abductor hallucis longus. Zevní klenba je podepřená m. peroneus longus, m. peroneus brevis a m. abductor digiti minimi. Svaly nejsou klíčovými strukturami pro udržení klenutí nohy, protože při běžném zatížení nejsou aktivní a k jejich aktivaci dochází až po větším zatížení. Na udržování a tvaru klenby mají vliv mimo svalů i vzhled a uspořádání kostěných struktur, ligamentózní aparát nohy a centrální nervový systém (Kapandji, 1987; Dylevský, 2021).

2.1.4 Vzájemné funkční vztahy kloubů dolních končetin

Základními funkcemi dolní končetiny jako celku jsou opora a lokomoce, z čehož plyne, že hlavní funkce opory probíhá v zatížení dolní končetiny neboli uzavřeném kinematickém řetězci, kdy jsou oba konce řetězce fixovány. Lokomoce je střídání uzavřeného a otevřeného kinematického řetězce.

Otevřený kinematický řetězec znamená, že jeden konec řetězce, v případě dolní končetiny akrom, není v opoře, ale je volně v prostoru. V tomto případě je možné ovlivnit polohu jednoho kloubu izolovaně bez zákonité změny polohy v kloubu jiném. Na druhou stranu, v uzavřeném kinematickém řetězci, dochází zpravidla ke sdruženým pohybům, kdy změna polohy jednoho kloubu doprovází změnu polohy jiných, sousedních kloubů (Svoboda et al., 2016; Dylevský, 2021).

Ke sdružení pohybů dochází kvůli nutnosti udržet stabilitu, tedy k neustálému udržování průmětu těžiště do opěrné báze. Sdružené pohyby lze sledovat pouze v jedné rovině, ale konají se ve všech třech rovinách, a proto je jejich popis složitější (Vařeka a Vařeková, 2012). Svoboda et al. (2016) ve své práci rozebírali vzájemné vztahy sousedních kloubů v průběhu chůze. Uvádějí, že největší korelace pohybů našli v uzavřených řetězcích. Dalšími poznatky jejich práce bylo, že v rámci sagitální roviny byla korelace největší ve stejné fázi segmentů koleno-kyčel a kyčel-pánev, ve frontální rovině hlavně mezi kyčlí a pánví a v rámci transversální roviny mezi kyčlí a hlezenním kloubem, jelikož jsou rotace v extendovaném kolenním kloubu minimální. Zmiňují také, že stabilitu kinematického řetězce lze ovlivnit hlavně od distálních částí k proximálním, proto zlepšení stability akra může zlepšit i stabilitu proximálních segmentů i trupu (Svoboda et al., 2016).

Vařeka a Vařeková (2012) také řeší vzájemné vztahy kloubů v rámci stereotypu chůze a uvádí, že na začátku opěrné fáze dochází k pronáčnímu postavení kalkanea, což vede k addukci talu, dále k dorzální flexi hlezna, k flexi kolenního kloubu a vnitřní rotaci bérce s abdukci, což vede k valgóznímu postavení kolene. Dalším popsáním vztahem je tzv. hyperpronační syndrom, kde abnormální postavení subtalárního skloubení vede k vnitřní rotaci jak bérce, tak i femuru, což vede k anteverzi pánve a zvýraznění lordotické křivky bederní páteře (Vařeka a Vařeková, 2012).

Jiní autoři také uvádějí, že větší anteverze pánve je spojená s vnitřní rotací kyčelních kloubů, což může vést k dalším změnám v postavení celé dolní končetiny (Nguyen a Schultz, 2009). Při plně extendovaném kolenu se ale rotační složka kyčelního kloubu přenáší distálně až k akru a vnitřní rotace kyčle způsobuje vtočení prstů dovnitř

(Kapandji, 1987). Jinak má vnitřní rotace kyčle tendenci způsobit i její addukci, což dále vede k abdukci tibie (Nguyen a Schultz, 2009). Spojení těchto pohybů opisují ve své práci i Hewett et al. (2005) v rámci pojmu dynamická valgozita kolene, kdy je addukce kyčle spojená s abdukcí kolenního kloubu a everzí nohy.

2.2 Biomechanická východiska

Pro pochopení pohybu lidského těla, působení zevních i vnitřních sil působících na tělo a několik funkcí lidského těla vznikl obor biomechanika. Z názvu již vyplývá, že se obor zabývá živými organismy, ale neoddělitelnou součástí je mechanika, která přivádí fyzikální složku do jinak biologického oboru. Mechanika se dále člení na statiku a dynamiku, kdy statika popisuje, že předmět přetrvává v konstantním pohybu nebo v klidovém stavu, zatímco dynamika se zabývá působením pozitivního či negativního zrychlení na předmět (Hall, 2022).

Podobně jako mechanika, i biomechanika má určité podskupiny, které se ve studiu tohoto oboru často zmiňují. Jedná se o kinematiku a kinetiku. Pohyb, který vidíme očima a jsme schopní jeho hodnocení, studuje kinematika. Kinematika se zabývá pohybem jako změnou v prostoru a čase, tedy jeho velikostí a časováním. Do studia kinematiky se vůbec nezahrnuje popis sil a vliv síly na pohyb. V rámci kinematiky jsme schopní popisovat pohyby kloubů v rámci pohybových rovin, os otáčení a také hodnotit techniku provedení pohybu a pohybový projev jako takový. Kinetika se na druhou stranu zajímá primárně o popis sil a jejich vliv na těleso, tedy o síly, které mění klidový stav tělesa (Hall, 2022).

2.2.1 Kinematika pohybu dolních končetin

2.2.1.1 Stoj

Stoj umožňuje vzpřímené držení těla v prostoru, které je důležitým, druhově specifickým motorickým projevem lidí. Ve stoji dochází k velké části dennodenních činností v rámci manipulačních pohybů a je také startovní polohou pro bipedální lokomoci.

Tento dynamický proces je řízen centrální nervovou soustavou na základě zpětné vazby a označuje se jako postura. V rámci postury je důležité si zavést tři termíny. Při stoji s oporou o chodidla dokážeme definovat opěrnou plochu, což je plocha ležící přímo pod ploskami, resp. je to plocha v kontaktu s chodidlem. Pokud spojíme krajní body chodidel, vytvoříme tzv. opěrnou bázi. Opěrnou bázi lze jednoduše rozšířit, což využívá i centrální nervový systém jako kompenzaci pro zachování stability při nadměrném výkyvu těžiště (Vélé, 2006). Můžeme ji zvětšit mírným rozkročením nebo kompenzační pomůckou. Posledním pojmem je těžiště těla. Je to bod reprezentující působíště tíhové síly a hmotnosti těla jedince. Jeho poloha závisí od mnoha faktorů, ale ve stabilním

vzpřímeném stoji by jeho průmět měl spadat do opěrné báze (Vélé, 2006; Dylevský, 2021).

Zabezpečení posturální stability probíhá dle Dylevského (2021) v rámci dvou strategií. První je kotníková strategie, která má své využití při malých vychýleních těžiště nebo v rámci klidného stoje. Druhou strategií je strategie kyčelní. K jejímu zapojení dochází hlavně při dynamičtějším pohybech a větších ztrátách stability. Jiní autoři zmiňují i krokovou strategii nebo doplňující strategii zahrnující flexi kolenního kloubu za účelem snížení těžiště (Riemann, Myers a Lephart, 2003).

2.2.1.2 Stoj na jedné noze

Stoj na jedné noze je jednou z hlavních pohybových dovedností, které by měl být člověk schopný zvládat, protože jeho využití v každodenním životě nebo při sportovních aktivitách je široké (Labanca et al., 2021). Stoj na jedné noze je i důležitou částí chůze a tvoří základ pro bipedální lokomoci (Dylevský, 2021). Změna těžiště vyvolaná při přenosu váhy těla na jednu končetinu zvyšuje nároky kladené na kontrolu posturální stability. Zatímco ve stoji s oporou o obě dolní končetiny je pro udržení posturální stability důležitější sagitální rovina, ve stoji na jedné noze je klíčovou kontrola pohybu ve frontální rovině (Riemann, Myers a Lephart, 2003).

Labanca et al. (2021) zkoumali svalové synergie v průběhu stoje na jedné noze a ve své práci uvádějí, že při stoji na jedné noze jsou nejčastěji využité čtyři různé synergie, z nichž jsou dvě v oblasti hlezna, jedna v oblasti kolene a jedna synergie svalů kyčelních. Svými zjištěními potvrzují, že k udržení statické stability je nejdůležitější hlezenní kloub, ale pokud dochází ke změně, respektive k ztížení posturální situace, aktivují se svaly proximálnějších kloubů. Nejvýznamnější synergie v oblasti hlezna byly spolupráce m. tibialis anterior s m. soleus pro vyrovnání předozadních titubací, nebo spolupráce m. gastrocnemius lateralis s peroneálními svaly pro stabilizaci v medio-laterálním směru. V případě, že kotníkový mechanismus nebyl dostačující, naplno se ukázala stabilizační schopnost m. quadriceps femoris. Při jeho aktivaci došlo také k poklesu aktivity lýtkových svalů. Svaly kyčle byly dále aktivovány pouze při dalším ztížení podmínek (Labanca et al., 2021). Ke stejnému závěru, že k aktivaci kyčelní strategie dochází při náročnějších posturálních podmínkách, došli i Riemann, Myers a Lethart (2003), kteří sledovali aktivitu nosných kloubů dolní končetiny a trupu ve stoji na jedné dolní končetině na různých typech povrchů.

2.2.1.3 Chůze

Chůze je rytmický, cyklický pohyb sloužící k lokomoci, vytvořen součinností všech kloubů dolních končetin. Cykličnost pohybů v tomto případě znamená střídání zatížení dolní končetiny neboli stojné fáze a odlehčení dolní končetiny, kdy noha není v kontaktu s podložkou, což je fáze švihová. Tyto dvě fáze jsou doplněné o fázi dvojí opory, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu se zemí.

Švihová fáze je nejnáročnější z hlediska udržení pánve v rovině, protože tělo ztrácí bod opory a dochází k poklesu pánve na straně švihové končetiny. Tomu se snaží zabránit stejnostranné abduktory kyčle v spolupráci s m. iliopsoas a m. quadratus lumborum. Dále jim vypomáhají i břišní svaly nebo kontralaterální m. gluteus medius. V rámci celé dolní končetiny se vyskytují spíše flexe. Kyčel je flektovaná s mírnou zevní rotací, pohyby ve frontální rovině se v průběhu švihu mění. Zpočátku je kyčel v addukci a převažuje aktivita flexorů kyčle (m. iliopsoas, m. rectus femoris), m. sartorius, m. pectineus, m. biceps femoris a v neposlední řadě m. tensor fasciae latae. Ke konci švihu se kyčel dostává do mírné abdukce a aktivují se adduktory a hýžd'ové svaly. V kolenu dochází k přechodu z flexe do extenze díky aktivaci m. quadriceps femoris, m. sartorius a semisvalů (m. semitendinosus a m. semimembranosus). Finálně, kotník se pohybuje do dorzální flexe s everzí, což zabezpečují extenzory nohy a prstů, konkrétně m. tibialis anterior, m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus.

Od prvního kontaktu švihové končetiny s podložkou mluvíme o oporné fázi a stojné končetině. Prvotně dochází ke zpomalení pohybu, kyčel je v extenzi a zevní rotaci, ta se v průběhu pohybu mění na vnitřní rotaci. Na začátku převažuje aktivita hýžd'ového svalstva a flexorů kolene, zatímco ke konci aktivita adduktorů kyčle. Koleno se pohybuje z mírné flexe do mírné extenze, tedy aktivita m. quadriceps femoris je po uzamčení kolene vystřídána aktivitou ischiokrurálních svalů. V oblasti hlezna a nohy jsou nejdříve aktivní m. tibialis anterior, extenzory prstů a peroneální svaly, což se projevuje dorzální flexí. Aktivita těchto svalů postupně mizí a je nahrazena aktivitou m. triceps surae, který dává podnět k vykročení a noha se dostává do plantární flexe. V průběhu opory dochází také ke střídání pronace a supinace nohy v snaze udržet stabilitu a na stabilizaci se také podílí všechny svaly bérce.

Fáze dvojí opory je přechodná, kdy dochází k výměně pohybové fáze končetin. Švihová končetina se dostává do kontaktu s podložkou a oporná končetina se odráží do švihu (Vélé, 2006; Dylevský 2021).

2.2.1.4 Běh

Větším zapojením svalů při chůzi dochází k postupnému zrychlování pohybu a prodloužení švihové fáze, která je v běžné chůzi kratší než fáze opory. Také dochází k vymizení fáze dvojí opory, která je nahrazena tzv. letovou fází, kdy jsou obě dolní končetiny mimo kontakt s podložkou. Z chůze se stává běh. V rámci švihové fáze je oproti chůzi švihová končetina více flektovaná, což z biomechanického hlediska vede k zrychlení pohybu tím, že se sníží moment setrvačnosti. Na této flexi mají podíl flexory kyčelního kloubu m. rectus femoris, m. iliopsoas a m. tensor fasciae latae. V rámci opěrné fáze se kyčelní a kolenní kloub dostávají z flexe do extenze. Kyčli při tom napomáhá hlavně m. gluteus maximus, koleni m. quadriceps femoris, který se také podílí na stabilizaci pánve spolu s ischiokrurálními svaly. Hlezo a noha se stejně jako při chůzi dostávají do propulze přechodem z dorzální do plantární flexe. Lýtkové svaly jsou aktivní v průběhu celé stojné fáze včetně odrazu a svaly nohy přizpůsobují nohu povrchu. Fáze opory je závislá na rychlosti běhu, protože při pomalém běhu je celé chodidlo v kontaktu s podložkou stejně jako při chůzi, zatímco při rychlejšímu běhu ostává pata ve vzduchu a do kontaktu se dostává pouze přednoží (Vélé, 2006; Dylevský 2021).

2.2.1.5 Změny směru pohybu

Při dynamických sportovních aktivitách je nutné často měnit směr pohybu radikálním způsobem, což se v zahraniční literatuře označuje jako „cutting“. Dochází tím k náhlé změně směru pohybu obvykle z několika málo stupňů na 90°, ale také se mění i rychlost pohybu pro možnost provedení změny směru. Náhlé změny směru pohybu mají ve všeobecnosti 4 fáze. První fáze je označovaná jako počáteční akcelerace, která je následovaná druhou fází tzv. preliminární decelerací. Jde vlastně o změnu z pozitivní na negativní akceleraci ve velmi krátkém časovém úseku. Třetí fází je samotná změna směru a čtvrtou je reakcelerace v již nově zvoleném směru (Dos'Santos et al., 2019).

Taktika změny směru pohybu velmi závisí od herní situace a záměru sportovce, který má možnost si vybrat ze tří popsaných technik, přičemž každá z nich má jiné využití. Mimo jiné, každá z těchto technik má jiné riziko vzniku poranění různých struktur (Dos'Santos et al., 2019).

První možností je tzv. „side-step“, neboli úkrok. Dochází tady ke zrychlení do opačného směru, než je noha, ze které dochází k odrazu. Pro příklad, pokud chce hráč změnit směr doprava, odráží se od kontralaterální (levé) dolní končetiny, která bývá více nastavená ve vnitřní rotaci. Také tady dochází k větší aktivaci m. vastus medialis

a m. gluteus medius nebo se tady vyskytují větší brzdní a propulsivní síly než u další techniky změny směru pohybu, což je tzv. „cross-overcut“ (Dos’Santos et al., 2019).

Táto technika obsahuje, již dle názvu, překřížení dolních končetin vedoucí ke změně směru pohybu. K odrazu dochází z dolní končetiny, která je homolaterálně vůči nově zvolenému směru a překřížení protějščí dolní končetiny před osou těla v již novém směru pohybu. Ku příkladu, pokud chce hráč změnit směr pohybu doprava, odráží se od pravé dolní končetiny s tím, že levá dolní končetina ji kříží před osou těla a koná pohyb již doprava vůči počáteční poloze (Dos’Santos et al., 2019).

Třetí technika se nazývá „split-step“. Hráč udělá malý výskok krátce před odrazem do zvoleného směru. Při dopadu má nohy minimálně na šířku ramen a krátce před dopadem je kontalaterální dolní končetina využita k odrazu do zamýšleného směru (Dos’Santos et al., 2019).

Jak již bylo zmíněno, každá z technik má odlišné využití. Změna směru úkrokem je často využívána např. k oklamání protihráče tím, že hráč může naznačit falešný pohyb do určitého směru. Změna směru pohybu s využitím překřížení dolních končetin je využívána u předem plánovaných změn směru pohybu. Rozdíly jsou i u rizika poranění různých struktur a provedení jednotlivých technik vypadá odlišně v jejich zatížení (Dos’Santos et al., 2019).

Co se týče úkroku v rámci změny směru pohybu, dochází ke kombinaci momentů sil do vnitřní rotace, flexe a valgozity kolene, což klade velké nároky na ligamenta v oblasti kolene. Nejvíce ohrožený je mediální kolaterální vaz, ale také přední zkřížený vaz, protože tento pohyb kopíruje mechanismus nekontaktního poškození ACL. Mimo jiné vzniká riziko poranění kotníku laterálně tím, že celá dolní končetina je ve vnitřně-rotacním postavení a více zatížená je mediální hrana nohy (Dos’Santos et al., 2019).

Změna směru pohybu s využitím překřížení dolních končetin také kombinuje momenty vícero sil, ale tentokrát se kromě flexe jedná o zevní rotaci a varozitu kolene, což vede k největšímu zatížení laterálního kolaterálního vaz. Noha je více zatížená na laterální hraně a celá dolní končetina je v zevně-rotacním postavení, což může vést k poškození kotníku mediálně (Dos’Santos et al., 2019).

Změna směru pohybu po výskoku s dopadem má nejmenší podíl na zatížení kolen, protože se zátěž symetricky rozkládá mezi obě dolní končetiny. V určitých případech však může dojít k poškození ACL, protože se svaly aktivují v různém časovém rozestupu se zapojením laterálních flexorů kolene nejpozději, což může vést ke vzniku valgozity kolena a zvětšení zátěže na ACL (Dos’Santos et al., 2019).

Strategie využívající úkrok u změny směru pohybu je velice často spojována s nekontaktním poraněním ACL. Dochází k jeho nadměrnému zatížení, přestože flexory a extenzory kolene jsou ve vzájemné kokontrakci, která by měla chránit a stabilizovat kolenní kloub. Obecně však platí, že čím je rychlejší změna pohybu, tím větší riziko vzniká (Dos'Santos et al., 2019; Dos'Santos et al., 2021).

2.2.2 Kinetika pohybu

K analýze a pochopení lidského pohybu v rámci kinetiky je nutné chápat jednotlivé vztahy a spojitosti vycházející z několika fyzikálních veličin, které popisují, jakým způsobem se bude dané těleso chovat. Patří sem například hmotnost, objem, tlak, hustota a různé druhy síly. Sílu si lze představit jako tlak či tah působící na tělo s tím, že je definovaná jako výsledek násobení hmotnosti zrychlením. Jelikož se jedná o vektorovou veličinu, důležité je při jejím zkoumání sledovat nejen její velikost, ale také směr a bod působení síly. Na lidské tělo neustále působí několik druhů sil jako jsou třecí síla, odpor prostředí a gravitační síla, které následně ovlivňují pohybový projev či náročnost pohybu. U vektorových veličin je nutné si uvědomit, že spojením několika vektorů může docházet k jejich sečtení, odečtení nebo složení. Znamená to, že síly, které v jednom momentu působí na tělo, nemusí zpravidla směřovat stejným směrem, ale můžou se vzájemně i rušit nebo na sebe působit pod různými úhly, což mění velikost a směr tzv. výsledné síly působící na tělo. Jednou ze sil působících na tělo je gravitační síla, která je přímo závislá od hmotnosti těla, ale i velikosti gravitačního zrychlení, které se na naší planetě pohybuje kolem 10 ms^{-2} .

Při popisu kinetiky je důležitá i poloha těžiště či moment síly. Při působení síly na těleso dochází k jeho lineárnímu nebo úhlovému pohybu, případně k jejich spojení v rámci obecného pohybu. To, k jakému pohybu při aplikaci zevní síly dojde, závisí od působení síly, tedy od místa, kde je síla aplikovaná. Pokud dochází k aplikaci síly v místě těžiště, těleso s největší pravděpodobností vykoná pouze lineární, tedy translační pohyb. Pokud ale dochází k tomu, že síla působí v místě jiném, než je těžiště, dochází k obecnému pohybu, který má složku jak translační, tak i rotační.

Moment síly lze definovat jako sílu násobenou kolmou vzdáleností působení síly od osy otáčení, což znamená, že vytváří hlavně rotační komponentu. Znamená to také, že moment síly je v přímo úměrném vztahu vůči působící síle, ale i délce ramena otáčení (Hall, 2022).

2.2.3 Svalová síla

Svalová síla a svalové dysbalance se řadí mezi jeden z hlavních faktorů poranění, se kterými se lze potkat. Důraz je na ni kladen taktéž kvůli tomu, že patří mezi ovlivnitelné faktory. Pokud se tedy u sportovce zjistí svalový nepoměr, je možné tento problém vyřešit správně nastaveným tréninkovým programem, který nepoměr srovná (Hall, 2022).

Svalová tkáň kosterního svalu má čtyři vlastnosti, které určují jeho funkci. Patří sem elasticita, dráždivost, schopnost protažení a schopnost tvorby tenze, tedy kontraktibilita. Vytvořená tenze slouží za účelem zkrácení svalu a následně pohybu, ovšem nemusí to tak platit, jelikož existuje několik různých druhů kontrakce a při tvorbě napětí nemusí zpravidla docházet ke zkrácení svalu. Pro lepší pochopení fungování svalu je nutné poznat jeho složení (Hall, 2022).

Kosterní sval je složen ze svalových vláken, které jsou tvořené spojením několika sarkomer. Sarkomera jako základní stavební funkční jednotka svalového vlákna je tvořena silnými vlákny myozinu a tenkými vlákny aktinu, které při kontrakci vytváří tzv. můstky, díky kterým dochází ke vzájemnému posunu a změně délky svalu. Svalová vlákna jsou celý život ve stejném počtu a není možné je nově vytvořit, lze pouze zvětšit či zmenšit jejich objem nebo o ně přijít při zranění (Hall, 2022).

Existuje několik druhů svalových kontrakcí v závislosti na změně délky svalu či velikosti momentů síly svalu a zátěže. Na základě vztahu momentu síly svalu vůči momentu síly kloubu dělíme kontrakce na izometrickou a izotonickou, která se ještě dál dělí na koncentrickou a excentrickou (Hudák, Kachlík a Volný, 2015). Koncentrická kontrakce vzniká v případě, že výsledný moment síly má stejný směr jako moment síly svalu. Tím, že je vektor směru stejný jako stah svalu, dochází k jeho zkrácení, přičemž jsou svalová vlákna schopná zkrácení až o polovinu. Pokud je výsledný vektor momentu sil opačný, tedy moment síly svalu je menší než moment síly odporu, proti kterému sval pracuje, dochází k jeho prodloužení. K prodloužení dochází, přestože je sval aktivován a slouží jako ochranný mechanismus proti nadměrnému poškození svalových vláken. Izometrická kontrakce vzniká tehdy, pokud je výsledný moment sil nulový, proto nedochází ke změně délky svalu, zato se ale mění jeho obvod (Hall, 2022).

Poslední možnou kontrakcí svalu je tzv. izokinetická kontrakce, která vzniká pouze v laboratorních podmínkách s využitím strojů či při homogenním odporu, kterého

lze dosáhnout ve vodním prostředí. Principem je práce svalu proti neměnní se zátěži (Vélé, 2006).

Izokinetické testování svalové síly je velmi často využívaným nástrojem k vyhodnocení rizikového faktoru – svalové nerovnováhy mezi jednotlivými skupinami svalů, přičemž z velké části se jedná o izokinetické testování síly flexorů a extenzorů kolene unilaterálně či bilaterálně. Unilaterálně se zkoumá vztah flexorů kolene sloužících jako brzda při aktivitě extenzorů kolene, zatímco bilaterálně se zkoumá rovnováha mezi flexory a rovnováha mezi extenzory kolene (Hewett, Myer a Zezulak, 2008; Cheung, Smith a Wong, 2012).

Svaly se dělí dle jejich akce a vzájemného vztahu na agonisty, antagonisty, synergisty, stabilizační a neutralizační svaly. Agonisté jsou hlavním svalem pohybu – vyvolávají a konají pohyb. Synergisté jsou pomocnými svaly agonistů a podílejí se na stejném pohybu (Hudák, Kachlík a Volný, 2015). Na druhou stranu, antagonisté primárně působí proti pohybu agonistů a brzdí hlavní pohyb. Zpočátku pohybu je nejvíce aktivním svalem agonista, ale antagonistá přebírá větší část aktivace ke konci pohybu. Důležité je si ale uvědomit, že agonisté a antagonisté nejsou až natolik soupeřící svaly, ale jejich hlavním úkolem je zajištění bezpečnosti a hlavně stability segmentu. K stabilizaci kloubu slouží jejich vzájemná kokontrakce (Hall, 2022). Zabezpečení plynulého pohybu doplňují svaly stabilizační, jejichž úkolem je stabilizovat segment a držet ho v co možná nejvýhodnějším postavení a svaly neutralizační, které neutralizují nechtěné pohyby a tahy jiných svalů podílejících se na pohybu (Hudák, Kachlík a Volný 2015).

Díky svým vlastnostem je sval schopný generovat sílu aktivně, ale na funkci svalů mají velký význam i pasivní komponenty. Výslednou svalovou sílu lze tedy rozdělit na aktivní část generovanou kontrakcí svalových vláken a pasivní část produkovanou pojivovým vazivem. Pasivní napětí svalu se projevuje primárně v momentech, kdy dochází k prodloužení svalu nad klidovou délku (Bartlett a Bussey, 2012).

Schopnost svalu generovat sílu závisí od vícero faktorů jako je například délka svalu, rychlost kontrakce, fyziologický průřez svalu a jiné. Všeobecně platí, že sval je nejsilnější ve své klidové délce. To platí vlivem můstků vznikajících propojením aktinu a myozinu. Čím vyšší počet můstků ve svalu existuje, tím vyšší sílu je sval schopen generovat. Tato přímá závislost funguje i opačným směrem, tedy ke snížení možnosti generace síly dochází v momentech, kdy je počet můstků nižší než v klidovém stavu. K tomu dochází v případech nadměrného protažení nebo zkrácení svalu (Bartlett

a Bussey, 2012). Hall (2022) ve své knize uvádí, že sval je schopen maximální generace síly v mírně protaženějším stavu, než je jeho klidová délka a to kolem 120-130 % klidové délky, což je možné díky elastickým složkám svalu. Bartlett a Bussey (2012) uvádí 2,8 mm jako optimální délku sarkomery pro tvorbu síly. Dalšími faktory jsou například typ svalového vlákna, fyziologický průřez svalu či svalová aktivace (Bartlett a Bussey, 2012).

2.2.3.1 Možnosti kvantifikace svalové síly

Možností hodnocení svalové síly jako jednoho z prediktorů zranění existuje několik druhů. Napětí vytvořené svalem se projevuje svalovou kontrakcí, která může být statická nebo dynamická a dle toho je lze i hodnotit. Statické testování si lze představit jako izometrickou kontrakci, kdy nedochází k žádnému viditelnému pohybu v rámci testovaného kloubu. Toto testování má výhodu v tom, že se může provádět v momentech, kdy je kloub znehybněn nějakou patologií nebo je pohyb z nějakého důvodu kontraindikován. Další výhodou je, že toto testování vyžaduje minimální vybavení. Jeho výsledky však mohou být omezeny tím, že se testuje síla svalu v jediném rozsahu pohybu. Často se izometrická síla měří ve středním rozsahu pohybu, kdy je délka svalu ideální k produkci maximální statické síly (Perrin, 1993).

Při dynamickém testování svalové síly dochází již k viditelnému pohybu, což znamená, že k aplikaci síly nedochází pouze v jednom bodě rozsahu pohybu, ale alespoň v části, případně v celém rozsahu pohybu testovaného kloubu. Hodnotit můžeme jak koncentrickou, tak i excentrickou sílu. V rámci izotonického testování se jako základní reference využívá 1 RM z anglického „repetition maximum“, což poukazuje na maximální váhu, kterou je daný sval schopný utáhnout v celém rozsahu pohybu. Nevýhodou tohoto testování je, že velikost maxima je limitována silou v nejslabším místě rozsahu pohybu. Další nevýhodou je, že při tomto typu testování nelze kontrolovat rychlost pohybu či vyhodnotit moment síly a jiné veličiny (Perrin, 1993).

Posledním možným druhem testování svalové síly je testování izokinetické, což je v dnešní době považováno za zlatý standard testování svalové síly (Parraca et al., 2022). K izokinetickému testování síly dochází na speciálně upravených dynamometrech, které jsou schopné vyprodukovat protisílu proti svalové kontrakci tak, aby nedocházelo ke změně v rychlosti kontrakce. Celý pohyb je veden v konstantní a předem nastavené úhlové rychlosti v určitém rozmezí rozsahu pohybu. Jelikož dochází k nepřetržité kontrole odporu a rychlosti pohybu, výhodou tohoto testování je, že při oslabení z důvodu

patologie nedochází k dalšímu poškození a testování je relativně bezpečné. Z izokinetického testování lze následně i díky softvérovému vybavení vyhodnotit již zmíněný točivý moment síly, ale i například impuls síly či práci vykonanou svalem. Výsledkem testování je izokinetická křivka, ze které je možné vyčíst, proti jakému odporu sval pracoval v průběhu pohybu a jaký moment síly byl vyprodukován v konkrétním bodu rozsahu pohybu. Fyziologická izokinetická křivka by měla být ideálně hladká, koordinovaná a s jediným vrcholem. Při změně tvaru křivky proto lze identifikovat i určité patologie kolenního kloubu jako jsou chondromalacie patelly, poškození vazů, menisků či jiné zdravotní obtíže (Perrin, 1993).

V rámci hodnocení izokinetického měření flexorů a extenzorů kolene lze sledovat nejen křivku, ale i několik dalších hodnot. Samotná křivka vzniká spojením hodnot momentu síly vyprodukované svalem v průběhu celého rozsahu pohybu. Obvykle má křivka jeden vrchol, který odpovídá maximálnímu momentu síly a bývá snad nejčastěji často sledován ve studiích týkajících se izokinetického testování svalové síly. Někdy se zkoumá i to, v jakém stupni flexe kolene k tomuto maximu dochází (Perrin, 1993).

Velikost maximálního momentu síly a úhel, kdy k němu dochází, závisí od nastavení úhlové rychlosti dynamometru. Úhlová rychlost izokinetického testování je rozdělena do 3 skupin: pomalá úhlová rychlost do 60°/s, střední nad 60 až do 240°/s a vysokou nad 240°/s (Baroni et al., 2020). Izokinetické testování při úhlové rychlosti 60°/s je považováno za silný prediktor nekontaktního poranění dolních končetin (Kim a Hong, 2011). Obecně platí, že čím je nastavená úhlová rychlost vyšší, tím nižší hodnoty momentu síly lze dosáhnout (Mandrourkas, Michailidis a Metaxas, 2023). Při vyšší úhlové rychlosti testování dochází k dosažení maximálního úhlu izokinetické síly extenzorů dříve než při pomalejší rychlosti testování, ale opačně to platí u flexorů kolenních kloubů, které dosáhnou maxima síly později (Kannus a Beynon, 1993). Při rychlosti 60°/s dosahují extenzory maximálního točivého momentu síly kolem 60° flexe kolenního kloubu, zatímco flexory kolene dosahují maxima kolem 30° flexe kolenního kloubu (Kannus, 1991).

Maximální točivý moment síly jednoho svalu lze následně porovnávat s jeho antagonistou anebo se stejným svalem kontralaterální končetiny. Z toho důvodu a pro objasnění funkce svalů v okolí kolenního kloubu existují poměry svalové síly svalů, konkrétně poměr síly flexorů vůči extenzorům kolene a stranové poměry síly flexorů a extenzorů. Poměr síly flexorů vůči extenzorům kolene se označuje jako H/Q poměr a jde o vydělení maximálního momentu síly m. extenzorů jedné strany s maximálním

momentem síly homolaterálních flexorů, což se následně vynásobí 100 (Ižovská et al., 2022). H/Q poměr se často využívá jako jeden z prediktorů zranění kolene či přímo ruptury ACL, jelikož je indikátorem nerovnováhy svalové síly (Hewett, Myer a Zezulak, 2008; Bascevan et al., 2024). Ideální hodnotu H/Q poměru určil již v 50. letech Steindler, který říká, že by měla dosahovat 66 % neboli poměr síly 3:2 v prospěch extenzorů (Baroni et al., 2020; Bascevan et al., 2024). Dále se literatura rozchází a je více nastavená tomu, že se hodnota H/Q poměru pohybuje spíše v širším rozmezí v závislosti na tom, o jakou skupinu probandů se jedná nebo jaká úhlová rychlost izokinetického testování je nastavená (Kabacinski et al., 2018). Všeobecně zaužívanou mezní hodnotou je 60 % (Baroni et al., 2020). Liporaci et al. (2019) ve své práci uvádějí, že nejlepším rozmezím poměru síly flexorů vůči extenzorům kolene je mezi 55-64 %, přičemž hodnoty pod 55 % podle nich poukazují na zvýšené riziko poranění flexorů a hodnoty nad 64 % poranění m. quadriceps femoris (Liporaci et al., 2019). Symetrie mezi flexory a extenzory kolenního kloubu je důležitá pro udržování stability a fyziologické polohy kolenního kloubu, která patří mezi jeden ze základních způsobů profylaxe vůči poranění kolenního kloubu při činnostech jako jsou výskoky, akcelerace, či náhlé otočky a změny pohybu (Kim a Hong, 2011).

Dalšími parametry jsou poměry síly stejných svalů kontralaterálních končetin. Tyto poměry se vypočítávají tak, že od momentu síly dominantní dolní končetiny je odečten moment síly nedominantní dolní končetiny, přičemž tato hodnota je následně vydělena hodnotou momentu síly dominantní dolní končetiny a vynásobená 100 % (Ižovská et al., 2022). Vzájemný bilaterální poměr těchto momentů sil by neměl přesahovat 10-15 % (Kabacinski et al., 2018). Czaplicki et al. (2015) ve své práci zmiňují, že u zdravých dolních končetin by stranové asymetrie síly neměly přesahovat 10 %, rozmezí mezi 10-20 % poukazuje na zvýšené riziko vzniku patologie, přičemž hodnoty nad 20 % značí již patologii. V případě, že svalová asymetrie mezi extenzory kolene překračuje 10 %, existuje až 16× vyšší riziko poranění vazů a až 8× vyšší riziko poranění menisků. V rámci překročení asymetrie síly flexorů kolen nad 10 % je riziko poranění 12× vyšší (Ižovská et al., 2022).

2.3 Patokineziologie segmentů dolních končetin

2.3.1 Patokineziologie pánve a kyčle

Jak již bylo zmíněno, nastavení pánve má také vliv na postavení dolních končetin a postavení jejich osy. Platí to ovšem i opačným směrem. Antevertze pánve může být způsobena například zkrácením flexorů kyčle a m. erector spinae spolu s oslabením m. gluteus maximus a břišních svalů. Slabý m. gluteus maximus má dále tendenci způsobit změnu postavení kyčelního kloubu ve smyslu flexe, addukce a vnitřní rotace, což vede k valgóznímu postavení kolenního kloubu. Dalším příkladem je torze pánve, která bývá často způsobená zkrácením m. piriformis. Kyčel je v zevní rotaci a abdukci, což se promítá do kolenního kloubu jako varozita (Liebenson, 1996; Dylevský, 2021).

2.3.2 Patokineziologie kolene

Mechanická osa dolní končetiny neleží vertikálně, protože šířka pánve je větší než šířka chodidel v běžném vzpřímeném stoji. Osa dolní končetiny se od vertikály odklání o asi 3° a osa femuru o 6°. Tyto úhly narůstají s většími rozměry pánve, což je častější u žen. Dalším důležitým úhlem dolní končetiny je tzv. fyziologický abdukční úhel, což je úhel mezi femurem a tibií. Jeho hodnoty se pohybují v rozmezí 170°-175°. Pokud je tento úhel větší či menší než fyziologické rozmezí, dolní končetina je v patologickém vyosení. Hodnoty nad 180° označují laterální vychýlení středu kolene vůči mechanické ose dolní končetiny a jedná se o varózní postavení kolenního kloubu. Opačným případem je pokles hodnoty abdukčního úhlu pod 170°, tedy mediální vyosení neboli valgózita kolenního kloubu. Změnou biomechaniky kloubu může v obou případech dojít k předčasnému výskytu osteoartrózy nerovnoměrným zatížením kloubních ploch. Genu varum a genu valgum doplňuje vyosení zvané genu recurvatum, u kterého je hlavním problémem nedostatečná kvalita vaziva a jde vlastně o hyperextenční postavení kolene (Kapandji, 1987). Nguyen a Schultz (2009) dávají do vztahu valgózitu kolene s genu recurvatum na podkladu antevertzního postavení pánve. Stejní autoři spojují genu recurvatum se sníženou polohou os naviculare. Dalo by se předpokládat, že tato souvislost je založená na vyšší laxicitě vazů, ale autoři po dalším došetření tuto možnost zamítají. Nízká poloha os naviculare vede ke vnitřní rotaci tibie (Nguyen a Schultz, 2009). Vařeka a Vařeková (2012) dále propojují vnitřní rotaci tibie s vnitřní rotací femuru a antevertzí pánve. Rotace tibie je tedy sporným bodem a autoři se

na ní ne vždy shodují. Ne všechny poškození kolenního kloubu ale souvisí se složitými vztahy kinematického řetězce dolní končetiny.

Poškození patelly může vzniknout traumaticky nebo v souvislosti se svalovými dysbalancemi a špatnými pohybovými stereotypy. Subluxace či luxace patelly vzniká na podkladě oslabeného m. vastus medialis, který nedokáže konkurovat síle táhnoucí patellu laterálně. Hypermobilní patella také souvisí se svalovou nerovnováhou a mění biomechaniku femoro-patellárního skloubení natolik, že v průběhu času může docházet k degenerativním změnám. Důležité je u patelly zmínit tzv. Q-úhel, což je úhel mezi vektorem tahu m. quadriceps femoris a osou patelárního vazy. Měří se spojnicí úponu m. quadriceps femoris na tuberositas tibiae, středem česky a jeho začátkem na spina iliaca anterior inferior. Za fyziologických podmínek by měl dosahovat 10-15°. Jeho abnormální hodnoty se stejně jak abnormální hodnoty fyziologického abdukčního úhlu podepisují na vyosení kolenního kloubu do valgozity či varozity (Čihák, 2004; Dylevský 2021).

V koleni dochází také často k poškození měkkých struktur, přičemž ruptura lig. cruciatum anterius (ACL) patří mezi nejčastější sportovní zranění vůbec. Mechanismus poranění ACL je poněkud známý a bývá spojen s mírnou flexí kolene, valgozitou a zevní rotací nebo naopak varozitou a vnitřní rotací (Dylevský, 2021). Častěji se autoři přiklání k vnitřní rotaci a valgóznímu postavení kolene (Hewett a Myer, 2011; Lepänen et al., 2017). Důležitá je dobrá stabilizace kloubu zabezpečená správně načasovanou koaktivací svalů. Jestliže aktivace vnitřních flexorů kolene je opožděna nebo nedostačující, vnitřní rotace bérce vůči femuru je ještě více podpořena tahem m. biceps femoris a to vede k většímu zatížení ACL, tedy i většímu riziku jeho poškození (Dylevský, 2021). Dalšími často poškozenými vazy jsou vazy postranní, k nichž ruptuře dochází po nadměrném zatížení kolene do valgozity či varozity. Poškození vnitřního postranního vazy je spjato s poškozením kloubního pouzdra, protože jsou tyto struktury propojené. V nejhorším případě může dojít k „nešťastné triádě“, což značí poškození všech struktur na mediální straně kolene (lig. collaterale tibiale, mediální meniskus) a lig. cruciatum anterius. Četnost lézí menisků roste se stoupajícím věkem, protože klesá jejich kvalita tím, že ztrácí vodu a kolagen (Hudák, Kachlík a Volný, 2015; Dylevský 2021).

2.3.3 Patokineziologie hlezna a nohy

Nejčastějším abnormálním postavením kostí a kloubů nohy a hlezna je dle Dylevského (2021) varózní zánoží. Zevním projevem je supinace os calcaneus s varózním postavením paty, což se může přenášet ve stejném duchu proximálně. Další možností je varózní přednoží projevující se zevní rotací prstů při chůzi. Jedná se primárně o strukturální vadu způsobenou špatným vývinem. Nejvíce zatížená je mediální část nohy s častým výskytem otlaků pod hlavičkou metatarzu palce, což může vést až k hallux valgus atd. Valgózní přednoží může být flexibilní nebo rigidní. Pokud je rigidní, dochází až ke změně postavení dolní končetiny včetně instability hlezna, opakujících se distorzí a celkově jsou potíže způsobené rigidním valgózním přednožím závažnější než flexibilní variantou. Flexibilní valgózní přednoží je spojené s deformitami prstů, otlaků v oblasti druhého metatarsu či Mortonovou neuralgií, která je způsobena útlakem n. plantaris medialis. Plochonoží je dalším velice často se vyskytujícím problémem v oblasti nohy. Vrozené plochonoží se dále dělí na flexibilní vyskytující se hlavně v průběhu růstu a je způsobené větší laxicitou vazů anebo neurogenně podmíněné, které vzniká v důsledku poškození inervace nohy (Dylevský, 2021).

2.3.4 Faktory vzniku zranění

Rizikové faktory sportovních poranění jsou často probíraným tématem mnoha studií, jelikož zranění vede k vysokým nákladům zdravotní péče, přerušení sportovní činnosti sportovce na určitý čas, případně k předčasnému ukončení kariéry (Åman et al., 2018). Zájem o rizikové faktory zranění existuje také pro případnou prevenci těchto zranění nebo ke zlepšení výkonnosti (Bartlett a Bussey, 2012).

Rizikové faktory se dělí na vnitřní a vnější. Vnitřní faktory ovlivňují toleranci zátěže tkání sportovce a řadíme sem věk, pohlaví, tělesné složení, respektive rozměry těla, anatomii, předešlé zranění a další individuální faktory jako je technika pohybu, aerobní vytrvalost, svalová síla, svalové dysbalance, případné svalové zkrácení, laxicita vazů či centrální kontrola pohybu. Ovšem nelze opomínat ani psychickou stránku sportovce včetně jeho všeobecných mentálních schopností, psychologických a psychosociálních faktorů (Bartlett a Bussey, 2012).

Část z těchto faktorů je relativně dobře ovlivnitelná, a proto je lepší se v rámci profylaxe zranění zaměřovat na ovlivnitelné faktory, které se týkají především techniky pohybu či celkové tělesné a mentální připravenosti. Jelikož jsou sportovci zatěžováni více

než běžná populace, je možné, že k zranění dojde i v případě, že je technika správná, protože opakování pohybu vede k postupnému poškození tkání. Důležité je zaměřit se primárně na svalovou sílu a flexibilitu (Bartlett a Bussey, 2012).

Co se týče neovlivnitelných faktorů, sem patří především anatomie, pohlaví, věk i předešlé zranění. V rámci anatomie se musíme zamýšlet nad již vzniklými strukturálními odchylkami či deformitami, které následně mohou ovlivňovat biomechaniku pohybu. Pro příklad, jedná se o deformity kyčle, jako je anteverze krčku femuru či deformita coxa vara, která omezuje funkci abduktorů kyčle důležitých pro stabilizaci pánve. Důležitým strukturálním nedostatkem je rozdílná délka dolních končetin, která je významným prediktorem zranění z přetížení, také je často spojována s chronickými bolestmi dolní části zad a bývá kompenzována nadměrnou pronací či supinací nohy (Bartlett a Bussey, 2012).

Dalším významným neovlivnitelným faktorem je předešlé zranění, primárně v případech, kdy není řádně doléčeno. Vzniká s nimi následně i riziko psychologických problémů či přechod z mechanického na strukturální poškození tkání. K nejčastěji se vyskytujícím opakovaným zraněním patří distenze svalů (nejčastěji flexorů kolene), poranění kloubů (hlezenní kloub, koleno či rameno) anebo kontuze mozku. U flexorů kolene je důležité, aby byly ve vzájemné stranové symetrii v rámci koncentrické i excentrické svalové síly, stejně tak i v určitém vztahu vůči extenzorům kolene, tedy ve správném rozmezí ukazatele nazývaného H/Q poměr. U poranění kloubu hraje důležitou roli závažnost poranění struktur, kterých se předešlé poranění týkalo. Poškození vazů je časově náročné, jelikož kvalita vaziva se v průběhu času mění a do původního stavu se vazy dokáží dostat až po roce od poranění. Jiným důležitým problémem je, že při poškození vazů dochází i ke zhoršení zpětné vazby a propiocepce, což vede ke zhoršení kvality neuromuskulární kontroly. Právě i proto jsou hlezenní a kolenní klouby velmi často náchylné k opakovanému zranění (Bartlett a Bussey, 2012).

Velký vliv na riziko poranění má i věk, zejména u sportujících dětí a mládeže. U dětí se můžeme potkat s nevyspělými reflexy a také s tím, že nedokážou odhadnout či rozeznat určitá rizika pohybu. Dětské reflexy a koordinace nemusí být plně vyvinuty, stejně tak si děti ne vždy uvědomují pohybová rizika nebo je nedokážou správně odhadnout.

Na závěr, vzájemný rozdíl pohlaví na úrovni anatomie, fyziologie, endokrinologie, celkovém postavení ve společnosti či jiné pohybové vzory dávají předpoklad, že existuje rozdíl i v rizicích poranění jednotlivých pohlaví. Ve všeobecnosti

se předpokládá, že více náchylné k poranění jsou ženy. U žen se častěji setkáme se stresovými zlomeninami, které jsou dané nižší denzitou kostí, která souvisí s úrovní estrogeneru anebo poranění vazů – hlavně ACL. Na druhou stranu, muži jsou více náchylní k tendinopatiím, což se také odvíjí od anatomie a fyziologie (Bartlett a Bussey, 2012).

Vnější faktory se týkají prostředí, okolí, sportovního vybavení, pravidel hry i tréninkových chyb. Dochází k ovlivnění charakteru zátěže kladené na tkáň sportovce. Stejně jako vnitřní, se i vnější faktory dělí na ovlivnitelné a neovlivnitelné. Jedním z hlavních neovlivnitelných faktorů je hrací povrch, kdy záleží nejen na tom, jestli je přírodní či umělý, ale hlavně na jeho tření, pružnosti, tvrdosti či schopnosti tlumení nárazů a jiných fyzikálních a mechanických vlastnostech. K ovlivnitelným lze zařadit sportovní vybavení jako jsou helmy a chrániče, ale i mnohem jednodušší, ale o to více důležitější úroveň, kterou je správná obuv. Dalším ovlivnitelným vnějším faktorem jsou tréninkové chyby, kdy může docházet k přetrénování, nedostatku regenerace, nadměrnému přetěžování nebo tréninku na nevhodném povrchu. Tréninkové chyby jsou spojovány s kostní přestavbou na podkladu lokální únavy svalů, která vede k poklesu svalového výkonu a jeho schopnosti tlumit nárazy, což vede k dalšímu strukturálnímu zatížení kosti, která se brání vůči poškození novotvorbou kostní tkáň (Bartlett a Bussey, 2012).

2.4 Florbal

Florbal je relativně mladý, dynamický kolektivní sport, který se těší velké oblibě v České republice. Stejně jako u jiných sportovních her proti sobě soupeří dva týmy a snaží se dosáhnout vyššího skóre než protivník větším počtem vstřelených a menším počtem obdržených branek. Florbal patří mezi sporty, které se hrají ve sportovních halách na umělém nebo dřevěném povrchu v šesti hráčích, z čehož je pět hráčů v poli a šestým hráčem je brankář. Hráči v poli se dělí dle jejich funkcí na obránce a útočníky, přičemž se k útočnickům řadí i úloha centra. Hrací čas je 3×20 minut, hrací hřiště obklopeno mantinely o výšce půl metru má rozměry 40×20 metrů (Skružný et al., 2005; Kysel, 2010; Multimediální učebnice SH I UK FTVS, 2016). Ve florbalu dochází ke střídání cyklických a acyklických pohybů, včetně běhu, rychlých změn pohybu a rychlosti (tzv. akcelerace a decelerace), kontaktu s jinými hráči a prací na hokejce. Zátěž je intervalová se střídáním střední až maximální intenzity (Bernaciková et al., 2010).

2.4.1 Charakteristika herní činnosti jednotlivce

Základní charakteristikou hráče je jeho postoj, také nazýván „hráčský střeh“. Jde o polohu sníženého těžiště s mírně flektovaným dolními končetinami a váhou na přední části chodidel, což posouvá těžiště anteriorně a hráč je tak připravený rychle reagovat na herní situace v jeho okolí. Tento postoj se dělí na útočný, kdy hráč stojí k soupeři čelem, a obranný, kdy dochází k natočení těla bokem k soupeři a snížení těžiště.

K základnímu vybavení florbalového hráče patří hokejka a její úchop a manipulace patří k základním pohybovým projevům hráče. Držení hokejky závisí od dominantní horní končetiny hráče, což však nemusí být pravidlem. Často se ale setkáme s tím, že leváci drží hokejku na pravou stranu (napravo od těla) tak, že levá ruka drží hokejku na její konci a pravá je níže. Levačka je hlavní manipulační ruka, protože drží hokejku pevněji než spodní ruka. To dává za předpoklad, že florbal je jednostranně zatěžující sport. Držení hokejky záleží i na herní situaci, ve které se hráč nachází, může hokejku držet i jen jednou rukou za konec hokejky. Herní činnosti vyskytující se ve florbale lze rozdělit na herní činnosti jednotlivce, skupiny nebo celého týmu. Pro hráče kolektivního sportu není důležitá pouhá pohybová dovednost, ale i taktické přemýšlení, které hráč využívá ve prospěch týmu.

Herní činnosti jednotlivce se stejně jako základní postoj dělí na útočné a obranné. Velká část těchto činností je závislá od kontaktu hokejky s míčkem. K útočným patří

driblink, vedení míčku, přihrávka a její zpracování, střelba, tečování míčku, dorážení míčku a uvolňování se. Ve florbale rozlišujeme dva druhy driblinku – hokejový a florbalový. Hokejový se využívá častěji, protože je jednodušší a dochází ke střídavému kontaktu míčku s forhendovou a bekhendovou stranou čepele hokejky. U florbalového driblinku je kontakt čepele a míčku jednostranný, míček se pohybuje pouze po forhendové straně ze špičky k patě čepele a pohyb opisuje tvar osmičky.

Florbal je dynamický sport, u kterého se využívá bipedální lokomoce a při přesunu je nutné kontrolovat míček hokejkou. Vedení míčku tento pohyb zabezpečuje. Existují různé typy vedení míčku, kdy hráč může balónek vést tažením (míček je v úrovni nebo za úrovní chodidel), tlačáním (míček je před tělem) nebo driblinkem (využití při změnách pohybu). Vedení míčku může probíhat různým držením hokejky. Jedna ruka se nejčastěji využívá při tlačení míčku před sebou, zatímco držení oběma rukama při tažení míčku a jiných situacích.

Přihrávka a její zpracování je další nedílnou součástí florbalu. Existuje několik druhů přihrávek – přihrávka švihem nebo příklepem, přihrávka vzduchem, přihrávka po zemi, přihrávka o mantinel a také můžou být vyslány forhendovou nebo bekhendovou stranou čepele. Důležité je mít míček pod kontrolou, být si vědom jeho rychlosti a trajektorie. Přihrávka slouží k poslání míčku směrem k spoluhráči, který je nucen tuto přihrávku zpracovat, ideálně mírným zpětným pohybem čepele nebo jiným mechanismem sloužícím k zpomalení rychlosti balónku. K usměrnění míčku do brány slouží střela nebo její tečování či dorážení. Střelba se dělí na střelu švihem, kdy hráč táhne balónek z úrovně chodidel před sebe a na střelu příklepem, u které hráč využívá náprah. Při dorážce či tečování stojí hráč u brány a snaží se buď dorazit odražený balónek do brány nebo změnit trajektorii míčku pro zhoršení brankářových možností chytit balónek a zabránit gólu. Uvolňování se slouží k zaujetí výhodnější polohy pro další hru bez ohledu na to, či uvolňující se hráč má nebo nemá balónek pod kontrolou. Pokud se podaří hráči s míčkem uvolnit se, dostává se jeho tým do číselné převahy. Hráč s míčkem se uvolňuje obhozením či prohozením, kličkou nebo obtočením. Hráč bez míčku se zatím také snaží zaujat výhodnou pozici a to tím, že se snaží vzdálit od protihráče a být připraven např. k příjmu balónku. Uvolnění hráče bez balónku bývá plně změněno rychlosti a směru pohybu.

Cílem obranných činností je zabránit hře soupeře či zabránit inkasování gólu. K tomu slouží obsazování hráčů, obrana prostoru či blokování střel. Obsazovat se může hráč s míčkem, kdy se obsazující hráč snaží získat balónek ve svůj prospěch či znemožnit

hru soupeři nebo také i hráč bez míčku tak, aby neměl soupeř přístup k míčku. Blokování střel je postavení se do trajektorie střely tak, aby nedošlo k ohrožení branky a inkasování gólu (Zlatník, 2007; Multimediální učebnice SH I UK FTVS, 2016; Hrazdíra, 2017).

Florbal zatěžuje tělo unilaterálně, čímž vznikají v rámci různých svalových skupin asymetrie či dysbalance, mimo jiné i narušení pohybových stereotypů či správného držení těla. Snížené těžiště dává za předpoklad zkrácení flexorů kolenního kloubu a přetížení extenzorů kolenního kloubu. Práce s hokejkou u herních situací je spojena s jednostrannou rotací trupu a flexí, jelikož je hokejka držena jednou horní končetinou níž. To též vede k dysbalancím a změně postavení ramenního kloubu, lopatek či krční páteře (Kliková, 2023). Dlouhodobá jednostranná zátěž vede i k většímu poškození tkání tím, že na jednu končetinu jsou opakovaně kladeny vyšší nároky než na druhou. Opakovaná zátěž může překračovat únosnou míru. V těchto případech je možný i vznik chronické bolesti zad. Dlouhodobé ignorování potíží vzniklých jednostrannou zátěží, tedy svalových asymetrií, vede ke změnám ve svalové tkáni ve smyslu změn svalového objemu, celkového stavu svalu či ke zkrácení způsobující omezení rozsahu pohybu kloubu (Kalata et al., 2020).

2.4.2 Zranění ve florbale

Florbal je velice dynamický sport plný náhlých změn směru, zrychlení a brždění, což klade velkou zátěž na dolní končetiny. Právě dolní končetiny bývají nejčastěji poraněnou oblastí ve florbale. Åman, Forssblad a Larsén (2018) udávají, že incidence zranění v rámci florbalu, stejně jako i počet zranění, je u obou pohlaví největší v rámci poranění kolenního kloubu. U žen je tato incidence dvojnásobně větší než u mužů. Nejnovější systematický přehled s meta-analýzou s tímto tvrzením souhlasí. Vzhledem k pohlaví byla vyšší incidence zranění nalezena u žen. Při zkoumání anatomické struktury, celkově nejvyšší incidence poranění byla nalezena u kolenních kloubů a nejvyšší incidence akutních poranění u hlezenních kloubů. Nejvyšší incidence poranění z přetížení byla znova nalezena u kolen (Liukkonen, 2024). Další častá poranění se vyskytují v oblasti hlavy (tváře a zubů), také ale i v oblasti hlezna a nohy. Jiní autoři (Tervo, Nyström a Nardström, 2019) zkoumali incidenci zranění ve Švédsku v širokém věkovém rozmezí a přišli na to, že mezi dětmi se nejčastěji vyskytují fraktury v oblasti horních končetin, zatímco u adolescentů již převažují poškození vazů v oblasti kolene

a kotníku. Uvádí také, že se počet ruptur zkřížených vazů kolene rapidně navýšil u dívek po 13. roku a u chlapců po 16. roku života (Tervo, Nyström a Nardström, 2019).

Pasanen et al. (2017) zkoumali incidenci zranění na mezinárodních turnajích a přišli na to, že vůbec nejčastěji dochází ke zranění v oblasti kloubů a poškození vazů. U mužů převažovalo zranění kotníku, zatímco u žen bylo nejčastěji poraněné koleno. Zranění kolene žen se vyskytlo v 7 případech, ze kterých se až 4 se týkaly ACL. Tohle není jediný případ, kdy se ruptura ACL klade do popředí. Pasanen et al. (2008) zdůrazňují výskyt poranění ACL ve své dřívější studii. Výsledky poukazují na to, že nejvíce zranění se u žen vyskytuje právě v oblasti dolních končetin, konkrétně se nejčastěji jedná o distorze kloubu s převahou kolenního kloubu, který je následován kotníkem.

2.4.2.1 Prediktory zranění kolenního kloubu

Faktorů, které mohou zvyšovat riziko zranění kolenního kloubu, ve florbalu nejčastěji poranění ACL, je v literatuře zmíněno několik. Zranění ACL vzniká až ze 70 % nekontaktním mechanismem, přičemž hlavní příčinou poranění ACL bývá nedostatečná neuromuskulární kontrola. Ta se projevuje nejčastěji formou tzv. dynamické valgozity kolene. Jde o kombinaci pohybů, kde je noha v everzi a pevně fixovaná k podložce, koleno se vychyluje mediálně a kyčelní kloub je v addukci (Hewett, Myer a Ford, 2006; Pasanen et al., 2008). Tento projev pak vede k namáhání vazivových struktur kolene a zvyšuje tak riziko poranění. Dřívější studie na vzorku 14 seniorských florbalistek ukázala výskyt dynamické valgozity kolenního kloubu až u 13 hráček (93 %) při testu výskoku po seskoku (Lupačová, 2022).

Za další prediktor poranění ACL se považuje nedostatečný pohyb segmentů dolní končetiny v sagitální rovině, kdy nedochází k potřebnému odpružení pohybu pomocí větší flexe v kyčelním a kolenním kloubu a energie je pak přesměrována do pasivních struktur kolene (Leppänen et al., 2017).

Dalším ukazatelem rizika zranění je síla stabilizačních svalů kyčelního kloubu. V případě, že je síla abduktorů a zevních rotátorů kyčle nedostačující, koleno má tendenci přecházet spíše do valgózního postavení, což dále může vézt k poškození ACL. Na druhou stranu, dostatečným posílením těchto svalů je kolenní kloub více ochráněn vůči zranění (Khayambashi et al., 2016). Jiní autoři uvádějí jako další prediktory zranění omezení rozsahu pohybu kyčle do vnitřní rotace, což vede k zevně-rotáčnickému postavení, které nepovažují za adekvátní z toho důvodu, že dochází k většímu zatížení nejen ACL, ale i iliotibiálního traktu a m. biceps femoris (Amaree et al., 2017).

Svalová dysbalance, či opoždění koaktivace flexorů a extenzorů kolenního kloubu mohou také vést k poranění, jelikož jsou svalové dysbalance zároveň ukazovatelem nedostatku stability či snížené neuromuskulární kontroly kolenního kloubu v průběhu sportovních činností (Hewett, Myer a Ford, 2006; Hewett, Myer a Zezulak, 2008; Vargas et al., 2020). Myer et al. (2014) ve své práci zkoumali skupinu mladých sportovkyň a ukázalo se, že poměr síly mezi hamstringy a m. quadriceps femoris, tedy H/Q poměr, je nižší u hráček, které měly zraněné ACL než u hráček, které trápí patelofemorální bolesti. U hráček po ACL zranění se také našla větší síla m. quadriceps femoris. V práci se zmiňuje, že H/Q poměr nižší než 60 % je již rizikovým faktorem pro poranění ACL (Myer et al., 2014). Jiná práce zkoumá skupinu florbalistů, fotbalistů a nesportující populace mužského pohlaví. Rozdíly skupin v síle flexorů a extenzorů kolene poukazují, že nejvyšší hodnoty H/Q poměru nalezneme u hráčů fotbalu, zatímco nejnižší u nesportující populace. Hodnoty florbalistů jsou někde uprostřed, avšak všechny hodnoty jsou pod 60 % (Malý et al., 2019). Další studie zaměřující se na fotbal a basketbal poukazuje, že nezraněné ženy mají vyšší hodnoty H/Q poměru než muži, ale ženy, u kterých následně došlo k nekontaktnímu poranění ACL, měly hodnoty výrazně nižší (Myer et al., 2009).

Omezení dorzální flexe hlezna také patří mezi zmiňované ukazatele rizika budoucího zranění (Amaree et al., 2017; Van Setters et al., 2020). Stejně tak i nízká poloha os naviculare, protože způsobuje vnitřní rotaci bérce, a to také klade větší nároky na ACL. Autoři uvádějí mimo jiné také i to, že u pacientů po poranění ACL se snížená poloha os naviculare vyskytuje běžně (Amaree et al., 2017).

2.5 Shrnutí poznatků a vědeckého problému

Na základě dosavadních znalostí a teoretického rozboru jsme zjistili mezery v oblasti poznání úrovně silových schopností kolenního kloubu u elitních hráček florbalu, a to hlavně v závislosti na specifickém rozsahu a také laterální preferenci dolních končetin v tak unilaterálním sportu jako je florbal. Teorie poukazuje na možný výskyt rizika zranění v oblasti kolenního kloubu, které může unilaterální sport přinášet, jelikož dlouhodobá adaptace na jednostrannou zátěž může způsobovat až mal-adaptivní manifestaci v prospěch významných rozdílů jak pohybového stereotypu, biomechaniky, silových schopností, akutního nebo chronického přetížení, opakovaných zánětů, poklesu výkonnosti, tak až ruptury vazivových struktur. Úroveň silových schopností je jedním

z nejvýznamnějších prediktorů zranění, a i naopak, kdy rozvoj síly v kolenním kloubu významně snižuje riziko zranění. Teorie dále ukazuje, že nejčastějším vyhodnocením v parametru síly dolních končetin bývá právě jenom maximální síla, která může ale dosahovat různé pozice v rámci rozsahu při prováděném pohybu. Tyto poziční údaje nejsou dostatečně známé, a hlavně nejsou dostupné v elitním florbalu žen ani z hlediska izokinetické síly. Na to navazuje další mezera v poznání, jak se tato maximální síla liší v závislosti na různé pozici kolenního kloubu a jestli je závislá také na laterální preferenci hráček. Jelikož hráčky vykonávají nespočet startovacích pohybů, otoček, rychlých změn směru běhu a zastavení, očekáváme, že pozice kolenní flexe u těchto pohybů bude dosahovat spíše menších rozsahů než větších. To znamená spíše od plné extenze kolenního kloubu 0° do 10° , 20° , až 45° kolenní flexe. Naopak, maximální síla je podle teorie předpokládána až kolem 60° .

Z toho důvodu si klademe vědeckou otázku, jestli existují a jak velké jsou rozdíly úrovně izokinetických silových schopností v závislosti na lateralitě a specifické pozici kolenní flexe u elitních hráček florbalu. Dále se ptáme, jestli existuje vztah mezi úrovní valgozity v kolenním kloubu v průběhu vertikálního výskoku a úrovní izokinetických silových schopností v některém, nebo všech specifických pozicích kolenní flexe. Předpokládáme, že se úroveň silových schopností dolních končetin liší v závislosti na laterální preferenci dominantní končetiny. Dále předpokládáme, že se tato síla neliší mezi končetinami jenom v pozici maximální síly, ale také v dalších stupních pohybu blízcím se k plné extenzi. Hráčky s valgozitou kolenního kloubu budou dosahovat nižší hodnoty síly ve specifických pozicích. Data úrovně silových schopností pro jednotlivé třetiny rozsahu pohybu nejsou v elitním florbalu a ani v dalších sportech k dispozici, proto předpokládáme širší praktický význam těchto údajů. Můžou pomoci trenérům nebo dalším studentům při hodnocení úrovně hráček, hledání dalších vztahů ke zraněním, nebo identifikaci podprůměrných výsledků, které se zdají být spojovány se zvýšeným rizikem zranění, které nastávají právě při sportovních deceleračních pohybech a změnách směrů, kdy se kolenní kloub dostává do flexe od 0° do 30° a případné rotace.

3 METODOLOGIE DIPLOMOVÉ PRÁCE

3.1 Cíle práce

Hlavním cílem této práce je zjistit velikost rozdílů úrovně silových schopností kolenního kloubu v závislosti na specifických pozicích kolenní flexe a v závislosti na stranové preferenci dolní končetiny u elitních hráček florbalu.

Dalším cílem je zjistit úroveň valgozity kolenního kloubu v průběhu maximálního vertikálního výskoku po seskoku a komparovat úroveň izokinetických silových schopností ve specifických pozicích kolenní flexe mezi skupinami hráček s valgozitou a bez.

3.2 Výzkumné otázky

1. Jak významné rozdíly úrovně izokinetických silových schopností v závislosti na lateralitě a specifické pozici kolenní flexe jsou u elitních hráček florbalu?
2. Jaký je vztah mezi úrovní valgozity v kolenním kloubu v průběhu vertikálního výskoku a úrovní izokinetických silových schopností v některém, nebo všech specifických pozicích kolenní flexe?

3.3 Hypotézy

H1: Dominantní dolní končetina dosahuje významně vyšší ($p < 0,05$) úroveň maximální izokinetické síly extenzorů a flexorů ve srovnání s nedominantní dolní končetinou u elitních hráček florbalu.

H2: Dominantní dolní končetina dosahuje u elitních hráček florbalu významně vyšší ($p < 0,05$) úroveň izokinetické síly v dalších uhlových pozicích kolenní flexe blížících se k plné extenzi ve srovnání s nedominantní.

H3: Úroveň síly extenzorů je u elitních hráček florbalu alespoň na poloviční úrovni v polovině rozsahu (přibližně 30°) ve srovnání s pozicí kde je dosažena maximální síla.

H4: Hráčské posty se významně ($p < 0,05$) liší v úrovni maximálních silových schopností dolních končetin.

H5: Hráčky s potvrzeným výskytem valgozity kolenního kloubu v průběhu vertikálního výskoku po seskoku dosahují významně ($p < 0,05$) nižší izokinetické síly extenzorů dolních končetin alespoň v jedné z krajních (45° a méně) pozicích kolenní flexe ve srovnání s hráčkami bez potvrzené valgozity.

3.4 Úkoly práce

- 1) Rešerše odborné literatury, literárních zdrojů, odborných příspěvků a sběr relevantních informací v knižní i elektronické formě, následné zpracování teoretické části diplomové práce.
- 2) Formulace cílů, výzkumných otázek a hypotéz, včetně vypracování metodického postupu diplomové práce.
- 3) Proces testování v Laboratoři sportovní motoriky FTVS UK v Praze.
- 4) Realizace měření izokinetické síly flexorů a extenzorů kolenních kloubů hráček florbalu, testování výskoku po seskoku.
- 5) Sběr a zpracování získaných dat.
- 6) Statistická analýza a vyhodnocení výsledků diplomové práce.
- 7) Souhrn výsledků a na jejich základě vyhodnocení hypotéz a zodpovězení výzkumných otázek.
- 8) Formulace závěrů a srovnání získaných výsledků s informacemi získanými z literární rešerše.

4 METODIKA DIPLOMOVÉ PRÁCE

Diplomová práce obsahuje teoretickou část, ve které jsou zpracována teoretická východiska dané problematiky, a empirickou část zaměřenou na výzkumné měření a interpretaci výsledků získaných měření.

4.1 Zpracování teoretické části práce

Zpracování teoretické části podléhalo rešerši dostupné zahraniční i domácí literatury v tištěné i elektronické formě. Vyhledávání tištěných literárních zdrojů probíhalo skrze portál ukaž.cz a následnou výpůjčku tištěných materiálů v knihovně. Online zdroje byly vyhledávány přes volně dostupné databáze jako je ResearchGate, PubMed, Elsevier, Web of Science, Google Scholar apod.

Teoretická část se zaměřuje na anatomii a kineziologii dolních končetin, na kinematickou funkci dolní končetiny ve běžných denních činnostech, ale i u dynamičtějších pohybů, které se vyskytují ve sportu. Dále je vysvětlena svalová síla a možnosti její objektivizace. Patokineziologie kloubů dolních končetin popisuje nejčastější možné patologie či rizika a mechanismy vzniku poranění. Poslední částí teoretických východisek je popis florbalu, základních herních činností jednotlivce a možných zranění, které souvisí s tímto sportem, s hlavním zaměřením na poranění kolenního kloubu.

4.2 Zpracování empirické části práce

Jedná se o retrospektivní observační analytickou studii. Data byla získána v rámci odborné vědecko-servisní činnosti Laboratoře sportovní motoriky, Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy, kterých se autorka práce ve většině případů aktivně účastnila. Diplomová práce zpracovává data z let 2019-2023. Sběr dat probíhal v laboratoři LSM UK FTVS za standardizovaných laboratorních podmínek a dodržení Helsinské deklaráce.

4.3 Charakteristika sledovaného souboru

Sledovaný soubor je tvořen 37 dospělými hráčky florbalu nejvyšší výkonnostní úrovně v České republice ve věkovém rozmezí 18-33 let. V Tabulce 1 nalezneme přehled aritmetického průměru, směrodatné odchylky, mediány, minimální a maximální hodnoty pro věk, tělesnou výšku, tělesnou hmotnost a body mass index (BMI) sledovaného

souboru hráček. Florbalistky jsou z jednoho stejného pražského florbalového klubu, který hraje nejvyšší českou florbalovou soutěž v rámci ženské kategorie. Mezi základní vstupní kritéria patří aktivní účast na florbalových zápasech či trénincích v posledním roce v seniorské kategorii, účast na tréninkách min. 3× týdně, odevzdaná zdravotní sportovní prohlídka a věk minimálně 18 let. Vyloučené byly pouze hráčky, které vysloveně odmítly účast na měření, resp. nepodepsaly souhlas se zpracováním dat.

Tabulka 1 - Věk a antropometrické údaje sledovaného souboru (n = 37)

	věk (roky)	výška (cm)	hmotnost (kg)	BMI (kgm ⁻²)
průměr	21,007	168,178	64,573	22,807
SD	3,598	6,506	7,912	2,383
minimum	18,000	148,900	41,000	18,492
medián	20,000	168,200	64,700	22,225
maximum	34,000	183,300	82,200	28,568

Legenda k tabulce 1: SD = směrodatná odchylka, BMI = body mass index

4.4 Metody a průběh měření

Měření probíhala v Laboratoři sportovní motoriky FTVS UK v průběhu pěti let. Průběh měření se nelišil, jelikož se jednalo o rutinní měření dle protokolu laboratoře.

Na počátku všechny hráčky vyplnily krátký dotazník, ve kterém vyplnily základní identifikační údaje, dominantní dolní končetinu a hráčský post. Dominantní dolní končetina byla ta, kterou by hráčka kopala do míče. Dále následovalo měření základních antropometrických údajů – tělesná výška a hmotnost, ze kterých bylo vypočteno (BMI). Následně došlo k samotnému měření izokinetické síly a na závěr k testování výskoku, respektive k testování kvality dopadu.

K testování izokinetické síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu byl využíván dynamometr Cybex Humac Norm (Cybex NORM®, Humac, CA, USA) s nastavením úhlové rychlosti 60°/s, jakožto silného prediktoru nekontaktních zranění dolních končetin (Kim a Hong, 2011). Všechna testování byla jednotná a předcházela jim krátká standardizovaná rozcvička zaměřená na aktivaci svalů dolních končetin. Hráčky absolvovaly 2 série dřepů po 10 opakováních a 2 série výpadů po 10 opakováních na každou dolní končetinu. Po rozcvičení byla hráčka posazena do vzpřímeného sedu na dynamometr a připoutána bezpečnostním popruhem okolo pasu. Další popruh zajistil, že byla testovaná dolní končetina připevněna k ramenu dynamometru v oblasti hlezenního kloubu. Rameno dynamometru bylo specificky nastaveno pro délku bérce

testované dolní končetiny s tím, že střed otáčení byl v úrovni středu kolenního kloubu. Hráčka si mohla zvolit, kterou dolní končetinou chce měření začínat. Rozsah pohybu byl nastaven z nulového postavení, tedy plné extenze kolenního kloubu do 90° flexe. Hráčka byla instruována k pěti sub-maximálním cvičným opakováním v plném rozsahu pohybu s úhlovou rychlostí 60°/s. Následně měla hráčka za úkol provést 2 opakování o maximálním výkonu do 90° flexe a plné extenze kolenního kloubu s vizuální kontrolou a verbálním povzbuzováním pro motivaci k nejlepšímu výkonu. Pro další analýzu byl zvolen nejlepší výkon ze dvou opakování (Ižovská et al., 2022).

Po testování izokinetické síly následovalo testování vertikálního výskoku. Pro diplomovou práci jsme zvolili výskok po seskoku, jelikož se využívá ke zkoumání a identifikaci pohybových vzorů, které by mohly predikovat nekontaktní poranění ACL (Smith et al., 2012). Hráčka začínala pokus stojem na 30 cm vysokém boxu, ze kterého měla za úkol výkrokem mírně seskočit dolů a následně se, po prvním kontaktu se zemí, odrazit do maximálního vertikálního výskoku (anglicky „vertical drop jump“), přičemž si mohla pomáhat horními končetinami. Každá hráčka měla 3 pokusy výskoku, mezi kterými byla minimálně 30 s pauza. Na hráčky byla namířena kamera z frontální roviny, která byla stabilně ve vzdálenosti 1,5 m od místa testování a sloužila jak ke kalibraci, tak pro následnou analýzu úrovně valgozity v další analýze. Pro zachování autentického pohybového projevu hráčky nebyly poučeny o správné technice dopadu ani opravovány v průběhu měření. Motivací bylo dosažení nejvyššího možného výskoku (Lupačová, 2022).

4.5 Zpracování a analýza dat

Výsledkem každého izokinetického testování byl protokol, ze kterého byly získané všechny potřebné informace. Sledovali jsme maximální točivý moment síly (dále jenom moment, resp. síla; z anglického „peak torque“) a maximální moment síly vzhledem k tělesné hmotnosti (tedy relativní moment síly) pro flexory a extenzory kolenního kloubu, úhel dosažení maximálního momentu síly a izokinetickou křivku extenzorů. Všechny parametry jsme sledovali pro dominantní i nedominantní dolní končetinu. Izokinetická křivka byla zakreslená na grafu vyjadřujícím závislost momentu síly na rozsahu pohybu kolenního kloubu. Křivka extenzorů byla blíže zkoumaná hlavně v první polovině pohybu, kvůli pohybovému charakteru sportu a kvůli rizikám poranění kolenního kloubu. Zvolili jsme si, že budeme sledovat izokinetickou sílu v určitých

pozicích kolenního kloubu dominantní i nedominantní dolní končetiny. Zaznamenali jsme hodnoty v polovině celkového testovaného rozsahu pohybu, jelikož zátěž kladena na ACL je největší v rozmezí 0°-45° flexe kolenního kloubu (Hewett, Myer a Zezulak, 2008). Sledovali jsme tedy hodnoty ve 45° flexe kolenního kloubu, dále ve třetině testovaného pohybu, tedy ve 30° flexe kolenního kloubu a následně hodnoty naměřené ve 20° a 10° flexe kolenního kloubu. Z izokinetické křivky byl zjištěn i úhel dosažení maximálního momentu síly extenzorů kolene.

Z hodnot maximálních momentů sil byly následně vypočteny unilaterální i bilaterální poměry síly svalů v okolí kolenního kloubu. Unilaterální H/Q poměr byl vypočítán jako poměr maximálního momentu síly flexorů jedné dolní končetiny a maximálního momentu síly extenzorů té stejné dolní končetiny, přičemž byla následně hodnota provedena do procentuální hodnoty (Ižovská et al., 2022). H/Q poměr byl vypočítán pro dominantní i nedominantní dolní končetinu (Rovnice 1).

Rovnice 1 - Výpočet unilaterálního poměru síly flexorů kolenního kloubu vůči extenzorům

$$\frac{\text{max moment síly flexorů [Nm]}}{\text{max moment síly extenzorů [Nm]}} \times 100 \% = H/Q \text{ poměr}$$

Legenda k rovnici 1: max = maximální

Bilaterální poměr izokinetické svalové síly byl dopočítán pro extenzory i flexory kolenního kloubu. Výpočet bilaterální asymetrie extenzorů kolenního kloubu byl označen jako Q/Q poměr. Pro flexory kolenního kloubu byl použit H/H poměr (Ižovská et al., 2022). Hodnoty byly v obou případech získané stejným výpočtem dle následující rovnice:

Rovnice 2 - Výpočet bilaterálního poměru síly stejné svalové skupiny

$$\frac{\text{max moment síly DDK [Nm]} - \text{max moment síly NDK [Nm]}}{\text{max moment síly DDK [Nm]}} \times 100 \% = H/H, \text{ resp. } Q/Q \text{ poměr}$$

Legenda k rovnici 2: max = maximální; DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; H/H = bilaterální poměr flexorů kolene; Q/Q = bilaterální poměr extenzorů kolene

Pro všechna získaná data a dopočtené hodnoty byly následně vypočteny průměry, směrodatné odchylky, mediány, minimální a maximální hodnoty. Data byla zaznamenána a vypočtena v MS Office Excel.

Pro zpracování získaných videí byl použit volně dostupný software pro 2D analýzu Kinovea, verze 0.9.5 (Dostupné z: www.kinovea.org). K vyhodnocení výskytu

valgozity kolenního kloubu byl využíván jeden z bodů reliabilního a validizovaného protokolu Landing error scoring system (Padua et al., 2009). Kritériem výskytu valgozity kolenního kloubu byl mediální přesah kolenního kloubu přes hlavičku prvního metatarsu nohy při dopadu ze skoku a následného odrazu do výskoku. Pro vyhodnocení bylo nutné určit střed patelly, z kterého byla zakreslena kolmá přímka k podložce. Pokud průmět kolmice byl v úrovni palce či mediálně od něj, jednalo se o valgozitu kolenního kloubu. Pokud byl průmět kolmice laterálněji, valgozita nebyla prokázána. Vyhodnocení tohoto znaku fungovalo na binárním principu – výskyt znaku = 1; bez výskytu znaku = 0 (Padua et al., 2009).

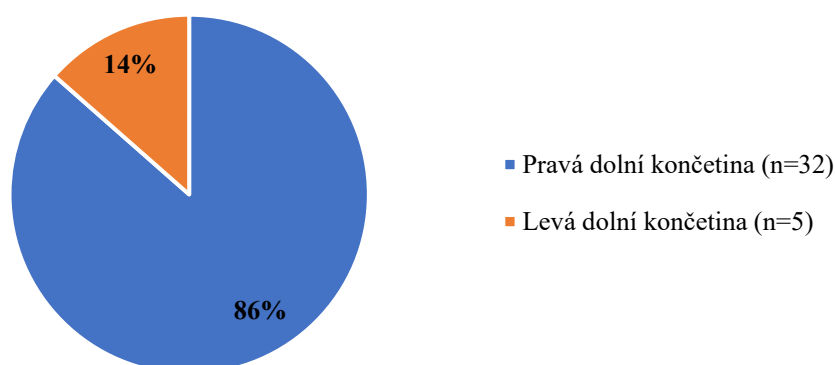
Všechna získaná data byla zavedena a zpracována v elektronické formě v MS Office Excel, kde byly následně vypočteny pomocí deskriptivní statistiky aritmetické průměry, směrodatné odchylky, mediány, procentuální rozdíly, minimální a maximální hodnoty pro všechny získané hodnoty. Vypočteny byly i četnosti pro dominantní dolní končetiny, hráčské posty a výskyt valgozity. K vyhodnocení normality dat byl využit Shapiro-Wilkův test, který prokázal normální rozložení dat sledovaného souboru. Pro ověření významnosti rozdílu průměrných hodnot mezi skupinami byly využité t-testy. Párový t-test byl využit ke sledování vztahů mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou v různých silových parametrech a pozic. Nepárový t-test byl využit mezi jednotlivými skupinami hráčských postů a mezi skupinami s výskytem valgozity kolenního kloubu nebo bez. Hladina významnosti byla nastavená na $\alpha = 0,05$.

5 VÝSLEDKY DIPLOMOVÉ PRÁCE

5.1 Výsledky vstupního dotazníku

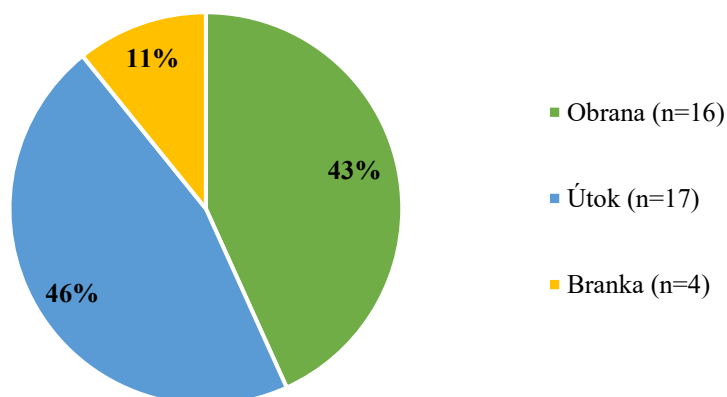
Z celkového počtu 37 hráček bylo až 32 pravaček (86 %) a zbylých 5 hráček bylo levaček (14 %). Výsledky viz níže v Grafu 1.

Graf 1 - Dominantní dolní končetina (DDK) sledovaného souboru



Ze vstupního dotazníku byla získaná i data zkoumající hráčský post. Nejvíce hráček bylo útočnic (n = 17; 46 %), pouze o jednu méně bylo obránkyň (n = 16; 43 %) a nejmenší skupinou byly brankářky (n = 4; 11 %). Složení sledovaného souboru v závislosti na hráčském postu viz níže v Grafu 2.

Graf 2 - Rozdělení souboru dle hráčského postu



5.2 Výsledky testování izokinetické síly

Pro potvrzení či zamítnutí první hypotézy bylo nutné zjistit maximální točivé momenty síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu pro DDK i NDK. V Tabulce 2 jsou zavedené výsledky maximální izokinetické síly extenzorů kolenního kloubu a maximální relativní izokinetické síly extenzorů kolenního kloubu pro DDK a NDK u elitních hráček florbalu.

Průměrná hodnota maximální síly extenzorů DDK dosáhla signifikantně ($p = 0,028$) vyšší hodnoty o 6 % ve srovnání s NDK. V rámci maximální síly extenzorů byla celkově nejvyšší hodnota (232 Nm) zaznamenaná u DDK u útočnice ve věku 21 let, zatímco nejmenší hodnota (91 Nm) byla naměřená u NDK jedné z nemladších hráček (18 let) hrající na postu obránkyně. Výsledky průměrné maximální relativní síly extenzorů pokračovaly v trendu naměřených hodnot. Signifikantně vyšší ($p = 0,041$) průměrná hodnota síly extenzorů byla naměřená u DDK, zatímco u NDK dosahovala o 5 % nižších hodnot. Maximální hodnota relativní izokinetické síly extenzorů pro celý sledovaný soubor byla též zaznamenaná u DDK s výsledkem až nad 3násobek tělesné hmotnosti ($3,19 \text{ Nmkg}^{-1}$). Minimum tohoto parametru bylo zaznamenané u NDK ($1,40 \text{ Nmkg}^{-1}$) v rámci stejné hráčky jako minimum maximální průměrné síly extenzorů.

Naměřené hodnoty pro oba sledované znaky ukazují, že mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou existuje významný rozdíl v maximální izokinetické síle a relativní síle, kdy extenzory dominantní dolní končetiny byly signifikantně silnější než extenzory nedominantní dolní končetiny.

Tabulka 2 – Průměrné hodnoty izokinetické síly extenzorů kolene dominantní a nedominantní dolní končetiny

EXTENZORY KOLENNÍHO KLOUBU				
	Max. síla DDK (Nm)	Max. síla NDK (Nm)	Max. relativní síla DDK (Nmkg^{-1})	Max. relativní síla NDK (Nmkg^{-1})
průměr	165,703	155,973	2,550	2,430
SD	27,436	29,761	0,377	0,437
minimum	115,000	91,000	1,910	1,400
medián	171,000	160,000	2,560	2,440
maximum	232,000	218,000	3,190	3,160
p-hodnota		*0,028		*0,041

Legenda k tabulce 2: SD = směrodatná odchylka; max.=maximum; DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; p-hodnoty označené * signifikantní rozdíl ($p < 0,05$)

Pro flexory kolenního kloubu byly sledované stejné parametry jako pro extenzory. Průměrné hodnoty maximální izokinetické síly flexorů kolenního kloubu a maximální relativní izokinetické síly flexorů kolenního kloubu obsahuje Tabulka 3. Flexory dosahovaly v průměru o 47 % menší úroveň síly než extenzory pro obě dolní končetiny.

Signifikantně ($p = 0,006$) vyšší průměrná hodnota maximální izokinetické síly flexorů kolene byla nalezena u DDK a dosáhla $87,14 \pm 13,02$ Nm. Průměrná hodnota maximální síly flexorů kolene NDK byla nižší o 5 % a dosáhla pouze $82,57 \pm 13,07$ Nm. Ze všech naměřených hodnot bylo maximum síly flexorů zaznamenáno v rámci DDK (111 Nm) u jedné z nejstarších (30 let) a nejvyšších hráček (178,40 cm) hrající na hráčském postu v útoku. Minimum bylo nalezeno u 18leté hráčky v rámci nedominantní dolní končetiny (57 Nm). DDK dosáhla signifikantně ($p = 0,012$) lepších výsledků i v maximální relativní síle flexorů kolenního kloubu ($1,36 \pm 0,22$ Nmkg⁻¹). O 5 % nižší hodnoty dosáhla NDK ($1,30 \pm 0,23$ Nmkg⁻¹). Výsledky maxima a minima relativní síly flexorů se liší od předešlého trendu výsledků. Poprvé bylo zaznamenáno minimum u DDK (0,82 Nmkg⁻¹) a celkové maximum maximální relativní síly flexorů dosáhlo stejné hodnoty pro obě dolní končetiny (1,73 Nmkg⁻¹). Minimální hodnota se vyskytla u jedné z nejmladších hráček (18 let) a maximum u jedné z nejstarších (30 let).

Tabulka 3 – Průměrné hodnoty izokinetické síly flexorů kolene dominantní a nedominantní dolní končetiny

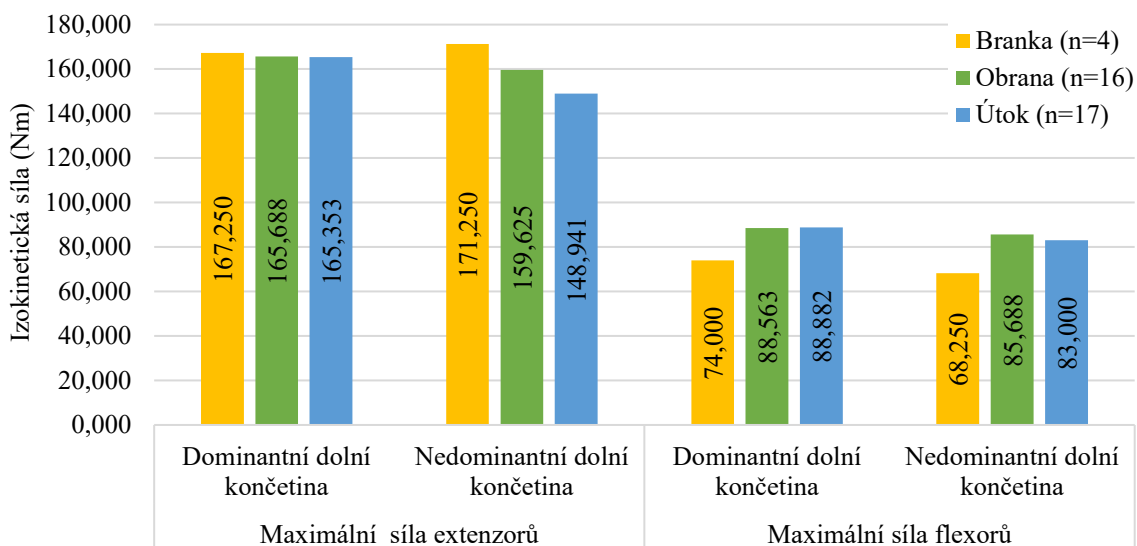
FLEXORY KOLENNÍHO KLOUBU				
	Max. síla DDK (Nm)	Max. síla NDK (Nm)	Max. relativní síla DDK (Nmkg ⁻¹)	Max. relativní síla NDK (Nmkg ⁻¹)
průměr	87,135	82,568	1,357	1,295
SD	13,020	13,067	0,220	0,228
minimum	66,000	57,000	0,820	0,920
medián	87,000	84,000	1,340	1,310
maximum	111,000	107,000	1,730	1,730
p-hodnota		*0,006		*0,012

Legenda k tabulce 3: SD = směrodatná odchylka; max.=maximum; DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; p-hodnoty označené * signifikantní rozdíl ($p < 0,05$)

V Grafu 3 jsou graficky vykreslené průměrné maximální hodnoty izokinetické síly flexorů i extenzorů kolenních kloubů pro DDK a NDK v závislosti na jednotlivých hráčských postech. Brankářky dosáhly nejvyšších hodnot síly extenzorů u DDK i NDK, nejslabší byly útočnice. U flexorů dosáhly brankářky naopak nejnižších hodnot obou

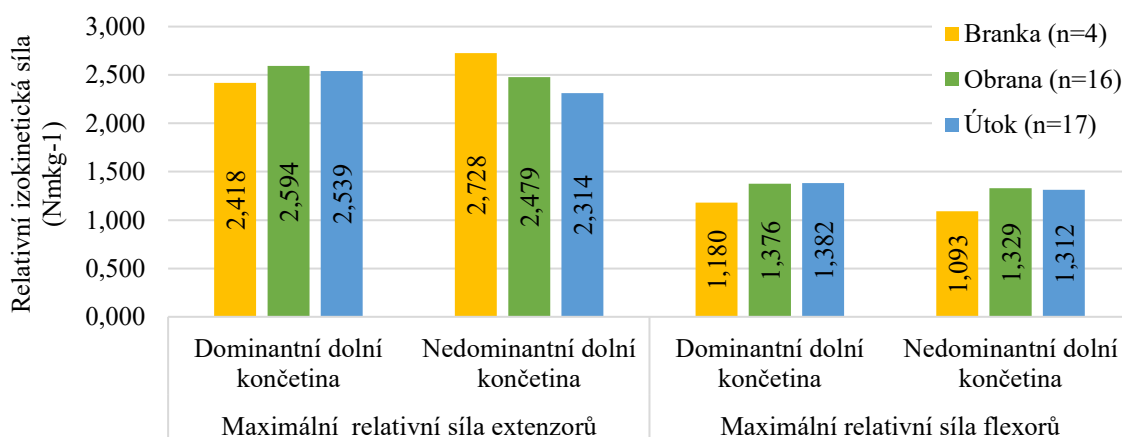
dolních končetin, maximální hodnota pro DDK flexorů byla zaznamenána u útočnic a pro NDK u obránkyň.

Graf 3 - Průměrné hodnoty izokinetické síly extenzorů a flexorů kolenních kloubů dominantní a nedominantní dolní končetiny v závislosti na hráčských postech



V Grafu 4 jsou průměrné maximální hodnoty relativní izokinetické síly flexorů i extenzorů kolenních kloubů obou dolních končetin v závislosti na hráčských postech. Brankářky dosáhly nejvyšších hodnot v relativní síle extenzorů NDK, ale v jiných relativních silových parametrech dosáhly nejnižší hodnoty. Obránkyň měly relativně nejsilnější extenzory DDK a flexory NDK. Útočnice měly relativně nejsilnější flexory DDK, ale relativně nejslabší extenzory NDK. Ani tady nebyl potvrzen statisticky významný rozdíl mezi hráčskými posty.

Graf 4 - Průměrné hodnoty relativní izokinetické síly extenzorů a flexorů kolenních kloubů dominantní a nedominantní dolní končetiny v závislosti na hráčských postech



Statistická analýza zjistila signifikantní rozdíl mezi skupinou brankářek a hráčkami v poli v síle flexorů kolenních kloubů obou dolních končetin. Další statisticky významný rozdíl byl nalezen v relativní síle obránkyň a brankářek pro obě dolní končetiny. Jiné statisticky významné rozdíly nebyly nalezeny.

Tabulka 4 - p-hodnoty rozdílu v síle mezi jednotlivými hráčskými posty

	Obrana vs. Útok (p-hodnota)	Obrana vs. Branka (p-hodnota)	Útok vs. Branka (p-hodnota)
DDK EXT	0,487	0,455	0,456
NDK EXT	0,164	0,175	0,126
DDK rEXT	0,338	0,218	0,293
NDK rEXT	0,142	0,128	0,062
DDK FL	0,472	*0,015	*0,031
NDK FL	0,274	*0,000	*0,045
DDK rFL	0,467	*0,041	0,079
NDK rFL	0,415	*0,005	0,080

Legenda k tabulce 4: DDK EXT = maximální síla extenzorů kolene DDK; NDK EXT = maximální síla extenzorů kolene NDK; DDK rEXT = maximální relativní síla extenzorů kolene DDK; NDK rEXT = maximální relativní síla extenzorů kolene NDK; DDK FL = maximální síla flexorů kolene DDK; NDK FL = maximální síla flexorů kolene NDK; DDK rFL = maximální relativní síla flexorů kolene DDK; NDK rFL = maximální relativní síla flexorů kolene NDK; p-hodnoty označené * signifikantní rozdíl ($p < 0,05$)

5.3 Úhel dosažení maximální izokinetické síly extenzorů kolene

Hodnoty maximální izokinetické síly extenzorů kolene jsme již zhodnotili, ale pro vyhodnocení další hypotézy bylo potřebné zjistit specifickou uhlovou pozici v průběhu extenze kolenního kloubu, tj. úhel v úrovni maximálního točivého momentu.

Tabulka 5 obsahuje základní statistické charakteristiky úhlů flexe kolenního kloubu, ve kterých byla dosažena maximální izokinetická síla extenzorů kolene pro obě dolní končetiny. Poslední řádek tabulky obsahuje p-hodnotu párového t-testu. DDK dosáhla maxima síly extenzorů v nižším úhlu flexe kolenního kloubu než nedominantní dolní končetina, tj. později než NDK. DDK dosáhla maxima v $57,14^\circ \pm 7,16^\circ$ flexe kolenního kloubu, zatímco NDK dosáhla maxima dřív, a to v $58,19^\circ \pm 7,89^\circ$ flexe kolenního kloubu. V úrovni flexe kolenního kloubu nebyl nalezen statisticky významný rozdíl ($p = 0,230$) mezi DDK a NDK, který činil cca 2 %. V rámci NDK útočnic jsme také našli nejnižší (43°) i nejvyšší (74°) stupeň flexe kolenního kloubu, ve kterých bylo

dosaženo maximum síly extenzorů kolenního kloubu. Nejvyšší (nejrychlejší) hodnota (74°) byla nalezena u stejné hráčky, u které byla nalezena nejnižší síla extenzorů kolene.

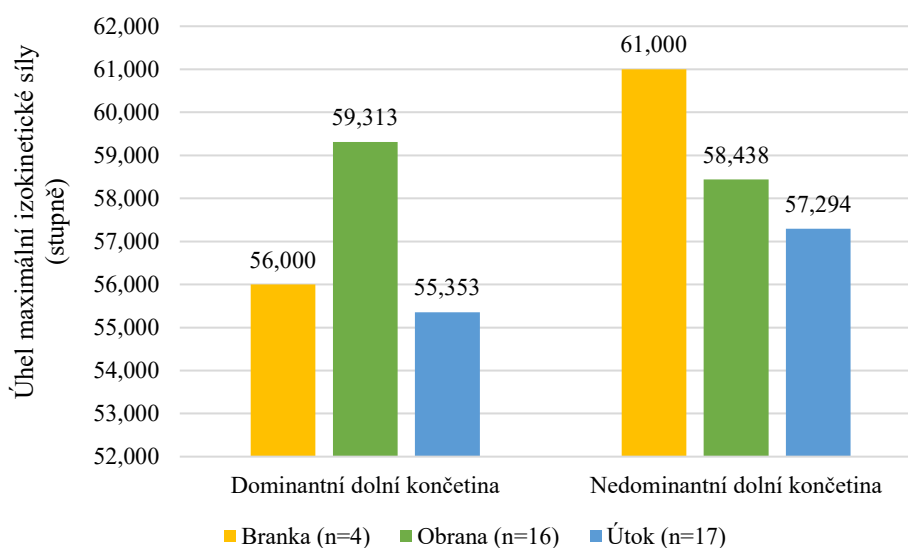
Tabulka 5 - Úhel flexe kolenního kloubu při dosažení maximální izokinetické síly extenzorů kolene

EXTENZORY KOLENNÍHO KLOUBU		
	Úhel max. síly DDK (stupně)	Úhel max. síly NDK (stupně)
průměr	57,135	58,189
SD	7,158	7,891
minimum	45,000	43,000
medián	58,000	59,000
maximum	69,000	74,000
p-hodnota		0,230

Legenda k tabulce 5: SD = směrodatná odchylka; max.=maximum; DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina

V rámci hráčských postů máme možnost vidět v grafu 5, že v obou případech byly nejpomalejší extenzory útočnic, jelikož dosáhly nejnižších hodnot u DDK i NDK. Nejrychlejší extenzory DDK se našly u obránkyň, přičemž rozdíl mezi obránkyněmi a útočnicemi byl necelých 7 %. Nejvyšší úhel maxima síly extenzorů NDK byl nalezen u brankářek, které byly rychlejší oproti útočnicím o 6 %.

Graf 5 - Úhel dosažení maximální izokinetické síly extenzorů dominantní a nedominantní dolní končetiny v závislosti na hráčských postech



5.4 Izokinetická síla extenzorů kolenního kloubu v průběhu pohybu

Dále byl sledován profil síly extenzorů DDK a NDK v specifických rozsazích pohybu, konkrétně ve 45°, 30°, 20° a 10° flexe kolenního kloubu.

DDK dosahovala signifikantně ($p < 0,05$) vyšších hodnot izokinetické síly extenzorů ve 45°, 30° i 20° flexe kolenního kloubu než NDK. V rozsahu 45° flexe kolenního kloubu dosáhla síla extenzorů DDK $143,95 \pm 25,59$ Nm, přičemž NDK dosáhla pouze $135,51 \pm 25,69$ Nm. DDK byla statisticky významně ($p = 0,015$) silnější ve 45° flexe o 6 % v porovnání s NDK. Ve 30° flexe kolenního kloubu dosahovala síla extenzorů DDK $111,51 \pm 23,44$ Nm, v rámci NDK $105,19 \pm 26,96$ Nm. I ve 30° flexi kolenního kloubu byla DDK signifikantně ($p = 0,038$) silnější o 6 % vůči NDK. Při kolenní flexi 20° byla hodnota síly DDK $87,24 \pm 21,16$ Nm, pro NDK to bylo $82,86 \pm 22,66$ Nm. Tento rozdíl je také statisticky významný ($p = 0,048$) a DDK je silnější o 5 %. Změna nastala v 10° flexe kolenního kloubu, kdy NDK dosáhla vyšší hodnoty izokinetické síly extenzorů ($60,43 \pm 19,53$ Nm) než DDK ($60,35 \pm 19,62$ Nm), avšak, tento rozdíl nebyl statisticky významný ($p = 0,484$).

Tabulka 6 - Hodnoty izokinetické síly extenzorů kolenního kloubu pro dominantní a nedominantní dolní končetinu v různých úhlech pohybu

Izokinetická síla extenzorů kolene ve 45°, 30°, 20° a 10° DDK i NDK								
	45° DDK (Nm)	45° NDK (Nm)	30° DDK (Nm)	30° NDK (Nm)	20° DDK (Nm)	20° NDK (Nm)	10° DDK (Nm)	10° NDK (Nm)
průměr	143,946	135,514	111,514	105,189	87,243	82,865	60,351	60,432
SD	25,592	25,693	23,439	26,959	21,164	22,660	19,623	19,530
minimum	111,000	90,000	77,000	62,000	61,000	50,000	40,000	38,000
medián	150,000	130,000	115,000	101,000	85,000	81,000	53,000	59,000
maximum	186,000	183,000	150,000	157,000	125,000	124,000	100,000	96,000
p-hodnota	*0,015		*0,038		*0,048		0,484	

Legenda k tabulce 6: SD = směrodatná odchylka; DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; p-hodnoty označené * signifikantní rozdíl ($p < 0,05$)

Pro doplnění maximální izokinetické síly extenzorů a pro lepší orientaci ve změně izokinetické síly vznikla Tabulka 7 a Graf 6. Vidíme v nich průměrné hodnoty izokinetické síly extenzorů kolene DDK a NDK v 58° flexe kolenního kloubu (také úhel, kdy bylo dosažené maximum izokinetické síly extenzorů), 45°, 30°, 20° a 10° flexe kolene. Tabulka 7 je doplněna o přehled p-hodnot, stejně tak, jako o procentuální rozdíl

síly dominantní a nedominantní dolní končetiny v daném úhlu rozsahu testovaného pohybu.

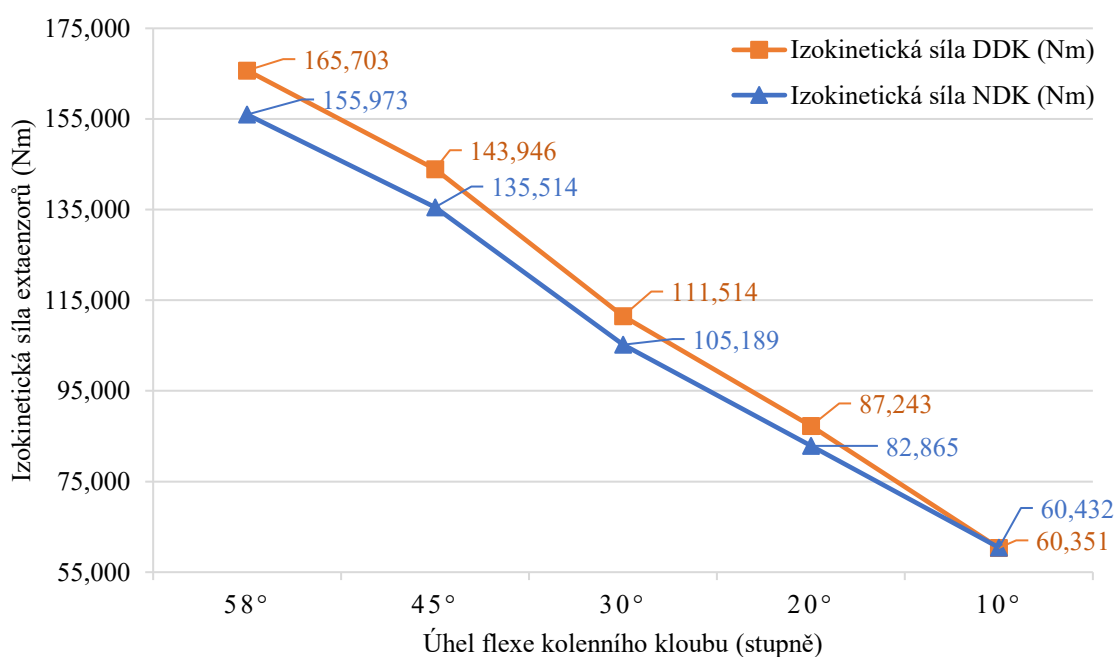
Tabulka 7 - Průměrné hodnoty izokinetické síly extenzorů kolene v daných úhlech flexe kolene

EXTENZORY KOLENNÍHO KLOUBU				
Sledovaný úhel flexe kolene (stupně)	Izokinetická síla DDK (Nm)	Izokinetická síla NDK (Nm)	p-hodnota	Procentuální rozdíl mezi DDK a NDK
58° (uhel v maximu)	165,703	155,973	*0,028	6 %
45°	143,946	135,514	*0,015	6 %
30°	111,514	105,189	*0,038	6 %
20°	87,243	82,865	*0,048	5 %
10°	60,351	60,432	0,484	0 %

Legenda k tabulce 7: DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; p-hodnoty označené * signifikantní rozdíl ($p < 0,05$)

V následujícím grafu 6 je zanesena závislost izokinetické síly extenzorů kolene od úhlu flexe kolenního kloubu. Můžeme sledovat, že obě dolní končetiny dosáhly nejvyšších hodnot v 58° a jejich hodnota se postupně snižovala. Nejnižších hodnot dosáhly v 10° flexe kolene.

Graf 6 - Závislost izokinetické síly extenzorů kolene na úhlu flexe kolene dominantní a nedominantní dolní končetiny



Legenda ke grafu 6: DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina

Izokinetická křivka síly extenzorů klesá lineárně, ale mezi jednotlivými pozicemi kolene můžeme sledovat, že dílčí části nemají stejný procentuální pokles v průběhu sledovaného rozsahu pohybu. Tabulka 8 poukazuje na procentuální rozdíly v izokinetické síle extenzorů kolene DDK a NDK mezi jednotlivými pozicemi kolenní flexe.

Změna síly mezi 58° (neboli pozicí maximální izokinetické síly extenzorů kolene) a silou extenzorů kolene ve 45° (přibližně po 15° od maxima) je pro obě dolní končetiny 13 %. Ale v dalším celku po 15°, tj. mezi 45° a 30° flexe kolenního kloubu se snížila úroveň síly o 22 % u NDK a o 23 % u DDK. Hodnota síly extenzorů kolene se změnila o 22 % u DDK a o 21 % u NDK v dalším celku už po 10° (mezi 30°-20° kolenní flexe). Vůbec nejvyšší snížení síly bylo zjištěno v posledním celku, kde se koleno přibližovalo do plné extenze, tj. mezi 10°-20° u DDK (31 %), následovaná změnou 27 % u NDK. Síla DDK tady dosahovala o 64 % méně než v maximum a o 58 % méně než v 45°. Síla NDK dosahovala v 10° sílu menší o 61 % než v maximum a o 55 % méně než v 45. Rozdíl síly mezi 58° a 30°, což odpovídá přibližně polovině rozsahu pohybu maxima, byl přibližně 33 % pro obě dolní končetiny. Všechny poklesy v síle byly signifikantně významné ($p < 0.001$).

Tabulka 8 - Procentuální změna velikosti izokinetické síly extenzorů kolene mezi jednotlivými úhly flexe kolene

Rozmezí sledované změny síly (stupně)	Procentuální rozdíl DDK	Procentuální rozdíl NDK	p-hodnota DDK	p-hodnota NDK
58° - 45°	13 %	13 %	* <0.001	* <0.001
45° - 30°	23 %	22 %	* <0.001	* <0.001
30° - 20°	22 %	21 %	* <0.001	* <0.001
20° - 10°	31 %	27 %	* <0.001	* <0.001

Legenda k tabulce 8: DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; p-hodnoty označené * signifikantní rozdíl ($p < 0,001$)

5.5 Unilaterální a bilaterální poměry

Unilaterální poměr síly flexorů a extenzorů značen jako H/Q poměr je zobrazen v Tabulce 9. DDK dosáhla průměrné hodnoty $53,33 \pm 8,23$ % přičemž hodnota H/Q poměru NDK byla vyšší o 2 % ($54,57 \pm 12,40$ %). Minimální i maximální hodnota H/Q poměru ze všech měření byla v obou případech zaznamenána u NDK. Konkrétně šlo o hodnoty 31,52 % a 93,41 %. Unilaterální H/Q poměr neprokázal statisticky významný rozdíl mezi DDK a NDK ($p = 0,276$). H/Q poměr v rozmezí 55-64 % dosáhlo 27 % hráček

(n = 10) v rámci DDK, hodnotu <55 % dosáhlo 65 % hráček (n = 24) a H/Q poměr >64 % mělo 8 % hráček (n = 3). H/Q poměr NDK v rozmezí 55-64 % dosáhlo také 27 % hráček (n = 10), hodnotu <55 % dosáhlo 59 % hráček (n = 22) a >64 % mělo 14 % hráček (n = 5). H/Q poměr v rozmezí 55-64 % pro obě dolní končetiny dosáhlo pouze 8 % hráček (n = 3).

Tabulka 9 - Unilaterální poměry síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu (H/Q poměry)

	DDK H/Q poměr (%)	NDK H/Q poměr (%)
průměr	53,333	54,572
SD	8,227	12,404
minimum	39,037	31,522
medián	52,174	53,774
maximum	77,391	93,407
p-hodnota	0,276	

Legenda k tabulce 9: SD = směrodatná odchylka; DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; H/Q poměr = poměr síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu

Statistická analýza dosažených H/Q poměrů ve vztahu k hráčským postům našla signifikantní rozdíl v H/Q poměru brankářek vůči ostatním skupinám hráček pro obě dolní končetiny. Rozdíl nebyl nalezen mezi skupinou obránkyň a útočnic (viz Tabulka 10).

Tabulka 10 - p-hodnoty rozdílu v H/Q poměru mezi jednotlivými hráčskými posty

	Obrana vs. Útok (p-hodnota)	Obrana vs. Branka (p-hodnota)	Útok vs. Branka (p-hodnota)
DDK H/Q	0,423	*0,017	*0,017
NDK H/Q	0,240	*0,006	*0,011

Legenda k tabulce 10: DDK H/Q = H/Q poměr dominantní dolní končetiny; NDK H/Q = H/Q poměr nedominantní dolní končetiny; p-hodnoty označené * signifikantní rozdíl ($p < 0,05$)

Bilaterální poměry síly jsou zobrazené v Tabulce 11, přičemž Q/Q poměr značí asymetrie extenzorů kolenních kloubů a H/H poměr flexorů kolenních kloubů. Průměrná asymetrie extenzorů kolenních kloubů dosahovala hodnoty $11,11 \pm 12,56$ %. Průměrná asymetrie flexorů kolenních kloubů byla menší, a to $9,49 \pm 8,07$ %. Pozitivem bylo, že minimální hodnotou v obou poměrech byla 0, tedy úplná symetrie svalů. Úplnou symetrii flexorů kolenního kloubu měly 3 hráčky (8 %), v rámci extenzorů pouze 1 hráčka (3 %). Maximální zaznamenanou hodnotou asymetrie extenzorů bylo až 60,78 % u jedné z útočnic. Maximem asymetrie flexorů kolenního kloubu byla hodnota 32,14 % u jiné útočnice.

Q/Q poměr do 15 % dosáhlo 78 % hráček (n = 29). Q/Q poměr nad 15 % dosáhlo 22 % hráček (n = 8). H/H poměr do 15 % dosáhlo až 84 % hráček (n = 31). Asymetrie nad 15 % se našla u 16 % hráček (n = 6). Celkově se symetrie do 15 % obou parametrů Q/Q i H/H poměru našla u 46 % hráček (n = 17). Hodnoty asymetrie nad 15 % v obou parametrech dosáhlo pouze 5 % hráček (n = 2).

Tabulka 11 - Bilaterální poměry síly extenzorů (Q/Q poměr) a flexorů (H/H poměr) kolenních kloubů

	Q/Q poměr (%)	H/H poměr (%)
průměr	11,114	9,492
SD	12,555	8,070
minimum	0,000	0,000
medián	6,748	7,000
maximum	60,776	32,143

Legenda k tabulce 11: SD = směrodatná odchylka; Q/Q poměr = poměr síly extenzorů kolenních kloubů; H/H poměr = poměr síly flexorů kolenních kloubů

Statistická analýza dosažených bilaterálních poměrů sil ve vztahu k hráčským postům našla signifikantní rozdíl pouze v případě H/H poměru mezi skupinou obránkyň a brankářek. V ostatních případech nebyl nalezen statisticky významný rozdíl (viz Tabulka 12).

Tabulka 12 - p-hodnoty rozdílu v bilaterálních poměrech sil mezi jednotlivými hráčskými posty

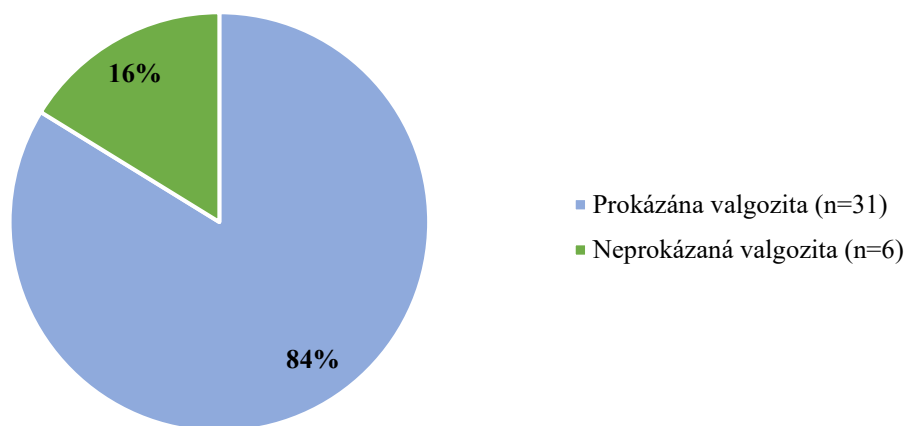
	Obrana vs. Útok (p-hodnota)	Obrana vs. Branka (p-hodnota)	Útok vs. Branka (p-hodnota)
Q/Q poměr	0,145	0,369	0,186
H/H poměr	0,070	*0,007	0,247

Legenda k tabulce 12: Q/Q poměr = poměr síly extenzorů kolenních kloubů; H/H poměr = poměr síly flexorů kolenních kloubů; p-hodnoty označené * signifikantní rozdíl ($p < 0,05$)

5.6 Valgozita kolenního kloubu a izometrická síla

Valgozita kolenního kloubu se vyskytla až u 84 % hráček (n = 31), přičemž výskyt valgozity nebyl prokázán pouze u 16 % hráček (n = 6). Valgozita se nevyskytla u 3 obránkyň, 2 útočnic a 1 brankářky (Graf 7).

Graf 7 - Výskyt valgozity kolenního kloubu



Maximální síla extenzorů byla o 5 % vyšší bilaterálně u skupiny bez výskytu valgozity. Stejná skupina dosáhla tohoto maxima dříve než skupina s výskytem valgozity. Statistická analýza prokázala významný rozdíl mezi těmito dvěma skupinami pouze v relativní síle flexorů kolene bilaterálně a H/Q poměru DDK. Konkrétně, skupina s výskytem valgozity měla relativně silnější flexory DDK o 12 % ($p = 0,040$) a NDK o 14 % ($p = 0,034$), také měla vyšší H/Q poměr DDK o 11 % ($p = 0,044$). V dalších silových parametrech se skupiny statisticky významně nelišily (viz Tabulka 13).

Tabulka 13 - Průměrné hodnoty silových parametrů obou dolních končetin skupiny s výskytem valgozity kolenního kloubu a bez výskytu valgozity kolenního kloubu

	Prokázána valgozita (n = 31)	Neprokázaná valgozita (n = 6)	p-hodnoty
DDK EXT (Nm)	164,258 ± 28,323	173,167 ± 17,468	0,237
NDK EXT (Nm)	154,516 ± 31,027	163,500 ± 16,510	0,253
DDK rEXT (Nmkg ⁻¹)	2,554 ± 0,391	2,527 ± 0,248	0,436
NDK rEXT (Nmkg ⁻¹)	2,442 ± 0,462	2,368 ± 0,197	0,356
DDK FL (Nm)	87,903 ± 13,182	83,167 ± 10,024	0,211
NDK FL (Nm)	83,581 ± 13,058	77,333 ± 10,530	0,145
DDK rFL (Nmkg ⁻¹)	1,385 ± 0,213	1,213 ± 0,178	*0,040
NDK rFL (Nmkg ⁻¹)	1,325 ± 0,218	1,140 ± 0,192	*0,034
DDK EXT 45° (Nm)	143,871 ± 25,340	144,333 ± 24,736	0,484
DDK EXT 30° (Nm)	112,194 ± 22,962	108,000 ± 23,608	0,347
DDK EXT 20° (Nm)	87,645 ± 20,709	85,167 ± 21,598	0,399
DDK EXT 10° (Nm)	60,806 ± 20,262	58,000 ± 13,515	0,377
NDK EXT 45° (Nm)	135,065 ± 26,535	137,833 ± 17,790	0,406
NDK EXT 30° (Nm)	104,806 ± 28,533	107,167 ± 12,226	0,424
NDK EXT 20° (Nm)	82,516 ± 23,818	84,667 ± 12,078	0,417
NDK EXT 10° (Nm)	60,645 ± 20,692	59,333 ± 8,654	0,441
DDK max úhel EXT (°)	56,742 ± 7,030	59,167 ± 6,866	0,228
NDK max úhel EXT (°)	57,645 ± 8,090	61,000 ± 5,099	0,174
DDK H/Q (%)	54,346 ± 8,300	48,101 ± 4,185	*0,044
NDK H/Q (%)	55,890 ± 12,478	47,762 ± 7,960	0,072
Q/Q (%)	11,677 ± 12,860	8,209 ± 9,018	0,272
H/H (%)	8,825 ± 7,477	12,940 ± 9,363	0,129

Legenda k tabulce 13: hodnoty v tabulce jsou uvedené jako průměrná hodnota ± směrodatná odchylka

DDK EXT = maximální síla extenzorů kolene DDK; NDK EXT = maximální síla extenzorů kolene NDK; DDK rEXT = maximální relativní síla extenzorů kolene DDK; NDK rEXT = maximální relativní síla extenzorů kolene NDK; DDK FL = maximální síla flexorů kolene DDK; NDK FL = maximální síla flexorů kolene NDK; DDK rFL = maximální relativní síla flexorů kolene DDK; NDK rFL = maximální relativní síla flexorů kolene NDK; DDK EXT xx° = síla extenzorů DDK v daném stupni flexe kolene; NDK EXT xx° = síla extenzorů NDK v daném stupni flexe kolene; DDK H/Q = poměr síly flexorů vůči extenzorem DDK; NDK H/Q = poměr síly flexorů vůči extenzorem NDK; Q/Q = unilaterální poměr síly extenzorů kolene; H/H = unilaterální poměr síly flexorů kolene; DDK max úhel EXT = úhel dosažení maximálního momentu síly extenzorů DDK; NDK max úhel EXT = úhel dosažení maximálního momentu síly extenzorů NDK; p-hodnoty označené * signifikantní rozdíl ($p < 0,05$)

6 DISKUZE K VÝSLEDKŮM DIPLOMOVÉ PRÁCE

6.1 Diskuze k první hypotéze

Maximální izokinetická síla flexorů i extenzorů kolenního kloubu, stejně jako maximální relativní izokinetická síla flexorů i extenzorů kolenního kloubu byly ve všech případech statisticky významně vyšší u dominantní dolní končetiny. Z toho vyplývá, že dominantní dolní končetina elitních florbalových hráček se zdá být silnější než nedominantní dolní končetina **čímž se potvrzuje první hypotéza**. Rozdíl v síle DDK a NDK může plynout z unilaterálního charakteru florbalu, který dává za předpoklad, že jedna z dolních končetin bude silnější.

Silové parametry izokinetiky florbalu byly sledované hlavně u mužských populací, ale nebyly v nich sledované rozdíly v síle svalů mezi dolními končetinami. Malý et al. (2019) sledoval adolescentní kluky hrající fotbal, florbal anebo nesportující. Přišli na to, že mladí fotbalisti mají signifikantně silnější extenzory téměř ve všech případech oproti skupinám florbalistů a nesportujících, přičemž rozdíly ve flexorech nebyly nalezeny (Malý et al., 2019). Vůči našemu souboru byla relativní síla florbalistů nejvíce rozdílná u flexorů NDK, kde mladí florbalisté dosáhli dokonce o 4 % vyšší hodnoty než dospělé ženy. Flexory DDK se v relativní síle těchto dvou souborů nelišily. Extenzory kolene byly silnější u žen o 2-3 % pro obě dolní končetiny. Je tedy vidět, že se relativní svalová síla mezi florbalisty příliš neliší, ale musíme brát v potaz, že porovnáváme dvě různá pohlaví ve dvou různých věkových kategoriích.

Další práce (Jelínek, 2019) sledovala dospělé florbalisty a změny ve svalových parametrech v průběhu florbalové sezóny. Ti nevykazovali signifikantní rozdíly v síle mezi DDK a NDK flexorů ani extenzorů kolen. V porovnání s našimi florbalistkami byl největší rozdíl v síle extenzorů kolene dosažen u NDK, kde byli muži silnější o 13 % a u NDK byli silnější o 12 %. V rámci relativní síly flexorů byli muži znova silnější, tentokrát o 15 % u DDK a vůbec nejvyšší rozdíl byl nalezen u flexorů NDK, kde byli muži silnější až o 19 %. Pokud bychom porovnávali nejnižší dosažené průměrné hodnoty relativní síly, přišli bychom na to, že v určitých momentech dosahují průměrné hodnoty relativní síly žen velmi podobných výsledků, či dokonce vyšších. Extenzory DDK byly v jednom momentu silnější u žen až o 6 % a flexory DDK o 3 %. Jinak byly všechny výsledky v prospěch mužů. Lze tedy vidět, že se hodnoty dosažené u dospělého souboru hrajícího florbal liší v závislosti od pohlaví, a že muži dosahují vyšších hodnot relativní síly flexorů i extenzorů kolenního kloubu.

Naše zjištění se z poloviny shoduje s výsledky, které získali Risberg et al. (2018). Ve své studii potvrzují signifikantně vyšší sílu flexorů kolene DDK, ale mezi extenzory kolene nenašli signifikantní rozdíl v síle. Studie byla zaměřená na dospělé sportovkyně, které byly rozdělené do dvou skupin v závislosti na tom, jaký sport dělají. Flexory kolenního kloubu DDK byly statisticky významně silnější u obou skupin. Házenkářky dosáhly hodnot $95,4 \pm 14,1$ Nm pro DDK a $93,0 \pm 12,6$ Nm pro NDK ($p = 0,001$). Fotbalistky také dosáhly statisticky významně ($p < 0,0001$) vyšší hodnoty síly flexorů kolene u DDK ($87,4 \pm 13,6$ Nm) než u NDK ($85,0 \pm 13,7$ Nm). Mezi skupinami se nenašel signifikantní rozdíl v síle extenzorů kolenního kloubu (Risberg et al., 2018). Florbalistky z našeho výzkumu také prokázaly signifikantní rozdíl ($p = 0,006$) v síle flexorů kolenního kloubu, kdy DDK byla silnější než NDK. Máme možnost sledovat, že florbalistky dosáhly nejnižších hodnot síly flexorů kolene pro obě dolní končetiny v porovnání s oběma skupinami. Flexory DDK florbalistek byly slabší o 3 % vůči fotbalistkám, ale až o 9 % vůči házenkářkám. Síla flexorů NDK byla znova nejmenší u florbalistek, kdy se lišila od házenkářek až o 11 %, ale vůči fotbalu se téměř nelišila. Na druhou stranu, ve velikosti síly extenzorů kolenního kloubu nenašli signifikantní rozdíl mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou sledovaných souborů házenkářek a fotbalistek. Průměrné hodnoty síly extenzorů kolenních kloubů fotbalistek dosáhly $147,7 \pm 23,5$ Nm pro DDK a $146,0 \pm 24,9$ Nm pro NDK. Házenkářky měly signifikantně silnější extenzory než fotbalistky a dosáhly hodnot $166,3 \pm 24,4$ Nm u DDK a $165,6 \pm 22,3$ Nm u NDK. Ani v jedné skupině nebyl nalezen statisticky významný rozdíl síly extenzorů kolene dominantní vůči nedominantní dolní končetině (Risberg et al., 2018). Dle našich zjištění, florbalistky se liší od zkoumaných skupin v tom, že existuje signifikantní rozdíl v síle extenzorů dominantní a nedominantní dolní končetiny, takže florbalistky vykazují významnou míru asymetrie síly extenzorů kolenních kloubů. Pro porovnání, síla extenzorů DDK házenkářek a florbalistek se výrazně neliší, v rámci NDK jsou házenkářky o 6 % silnější. Florbalistky vykazují silnější extenzory obou dolních končetin vůči fotbalistkám, konkrétně o 6 % u NDK a až 11 % u DDK.

Rozdíly či podobnosti v síle flexorů a extenzorů kolen mezi jednotlivými skupinami různých sportů lze připsat jinému pohybovému projevu u jednotlivých sportů. Všechny uvedené sporty jsou týmové, střídá se u nich cyklická a acyklická zátěž a vyskytují se v nich akcelerace, decelerace či náhlé změny směru pohybu. Házená se může zdát být bližší florbalu než fotbal, jelikož se hraje ve sportovních halách na tvrdém povrchu. Na druhou stranu, výskoky a dopady se ve florbalu téměř nevyskytují, přičemž

v házené či fotbalu patří do běžných herních situací. Vyšší sílu flexorů kolenních kloubů házenkářek připisují výskokům, zatímco nejnižší sílu flexorů florbalistek lze připisat možnému permanentnímu zkrácení svalů z důvodu sníženého těžiště těla kvůli držení florbalové hole. U extenzorů kolene vidíme větší podobnost hodnot florbalistek s házenkářkami, což bychom mohli připisat tomu, že v těchto sportech se nevyužívají dolní končetiny ke kopům do míče. Nejnižší hodnota u fotbalistek je však překvapením.

Jiná studie (Vargas et al., 2020) sledovala pouze fotbalistky v různých věkových kategoriích. Dospělá skupina byla složena z 19 probandek. Fotbalistky dosáhly u extenzorů DDK $187,03 \pm 29,63$ Nm a u NDK $186,67 \pm 31,83$ Nm Tyto hodnoty jsou výrazně vyšší než u florbalistek z naší studie. DDK je silnější o 11 %, ale NDK až o 16 %. To může vycházet z potřeby silných extenzorů pro kop do míče. V rámci flexorů dosáhly fotbalistky ještě značně vyšších hodnot než florbalistky. Konkrétně, průměrná maximální síla flexorů kolene fotbalistek byla o 16 % silnější u NDK a u DDK až o 20 % vůči síle flexorů florbalistek. Vargas et al. (2020) našli signifikantní rozdíl v síle mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou pouze v nejmladší skupině (pod 13 let) ve prospěch extenzorů DDK. Jiné signifikantní rozdíly v síle nebyly nalezeny (Vargas et al., 2020), což poukazuje na relativně dobrou symetrii svalů sledovaného souboru vůči našemu. Výsledky se také neshodují se studií uvedenou výše.

V normální populaci nesportujících náhodně vybraných žen byla sledovaná maximální průměrná hodnota síly flexorů i extenzorů kolenních kloubů bilaterálně. Nesportující ženy vykazovaly statisticky významnou asymetrii obou sledovaných skupin svalů. Dominantní dolní končetina měla statisticky významně silnější extenzory kolene ($121,4 \pm 21,1$ Nm), ale též statisticky významně slabší flexory kolene ($55,3 \pm 13,4$ Nm) než nedominantní dolní končetina, která měla silnější flexory ($60,1 \pm 12$ Nm), ale slabší extenzory ($115,2 \pm 20,8$ Nm) (Lanshammar a Ribom, 2011).

Všechny naměřené hodnoty jsou výrazně nižší než hodnoty naměřené v naší práci nebo jiných, které sledovaly sílu u sportovkyň (Risberg et al., 2018; Vargas et al., 2020). To poukazuje na všeobecně nižší sílu svalů sportovně neaktivní populace. Dalším faktorem tohoto rozdílu může být jiná úhlová rychlost ($90^\circ/s$), jelikož při vyšší rychlosti testování dochází ke snižování hodnot izokinetické síly (Perrin, 1993). Vyšší úhlová rychlost měření znamená, že celý pohyb je proveden v kratším čase, proto dochází k aktivaci menšího počtu svalových vláken než při delším čase kontrakce (Bartlett a Bussey, 2012).

Co se týče relativní síly, Risberg et al. (2018) ve své práci nenašli signifikantní rozdíly v relativní síle extenzorů kolene ve vztahu k dominanci dolní končetiny. Výsledky relativní izokinetické síly kopírovaly výsledky průměrné maximální izokinetické síly, takže házenkářky dosáhly znovu vyšších hodnot pro obě dolní končetiny než fotbalistky. Relativní síla extenzorů kolene DDK fotbalistek byla o 9 % nižší a házenkářek o 5 % nižší než síla florbalistek. U NDK byly florbalistky silnější o 5 % od fotbalistek a o necelé 1 % od házenkářek. Relativní síla flexorů kolene DDK byla u obou skupin signifikantně vyšší než relativní síla flexorů NDK (Risberg et al., 2018). Relativní síla flexorů kolene DDK byla nejvyšší u házenkářek a nejnižší u florbalistek, v rámci NDK to bylo stejně. Rozdíly však nebyly vyšší než 4 %. Rozdíly v průměrné maximální síle a relativní maximální síle mezi jednotlivými skupinami se liší hlavně kvůli tomu, že v rámci relativní síly je brána v potaz i hmotnost testovaných hráček, přičemž soubor házenkářek měl nejvyšší hmotnost.

Steffen et al. (2016) ve své práci sledovali také relativní sílu flexorů a extenzorů kolenního kloubu hráček házené a fotbalu. Hráčky nerozdělili pouze dle sportu, ale i dle výskytu ACL zranění. Celý soubor hráček vykazoval velmi blízkou hodnotu relativní izokinetické síly extenzorů kolene dolní končetiny s poškozeným ACL ($2,43 \pm 0,43 \text{ Nmkg}^{-1}$) jako byla hodnota, kterou jsme naměřili my u extenzorů florbalistek nedominantní dolní končetiny ($2,43 \pm 0,44 \text{ Nmkg}^{-1}$). Nezraněné dolní končetiny dosahovaly $2,35 \pm 0,33 \text{ Nmkg}^{-1}$. Flexory kolene dosáhly v obou případech hodnotu relativní síly $1,41 \text{ Nmkg}^{-1}$, tedy nebyl zaznamenán téměř žádný rozdíl v síle flexorů kolene po ACL poranění. Z celé studie se však našel signifikantní rozdíl pouze v jediném případě. Extenzory kolenního kloubu dolních končetin po poškození ACL byly signifikantně silnější než extenzory neporaněných dolních končetin u házenkářek (Steffen et al., 2016). Silnější extenzory vedou k přednímu posunu tibie vůči femuru, což vede k tvorbě napětí a natažení ACL (Kapandji, 1987; Hewett Myer a Ford, 2006), takže v tomto případě to nemusel být pouze důsledek, ale případně příčina poranění, jelikož se vyskytli pouze u postižené dolní končetiny. To ale nesouhlasí s tvrzením popsáním v systematický přehledu (Tayfur et al., 2021). Je tady popisován konstantní deficit v síle m. quadriceps femoris po delším času od operace či ruptury ACL. Poškozením vazy dochází ke snížení kortikální excitability, ale ke zvýšení spinální excitability. Změny kortikální excitability slouží spíše k ochraně kolene, jelikož je potřeba vyššího stimulu k aktivaci m. quadriceps femoris z kortexu. Předpokládá se, že zvýšená spinální excitabilita slouží k zachování funkce svalu při stabilizaci kolene

(Tayfur et al., 2021). Dalším důvodem, proč tomu tak bylo, mohla být špatně nastavená rehabilitace, kdy se extenzor postiženého kolene posílil až tak, že vytvořil novou svalovou asymetrii.

6.2 Diskuze k druhé hypotéze

Izokinetická síla extenzorů dominantní dolní končetiny je signifikantně vyšší v úhlu maximální síly (57° - 58°), ale signifikantně i v téměř celé první polovině testovaného pohybu o 5-6 % (45° , 30° a 20°). V 10° flexe kolenního kloubu, což je pozice blízká plné extenzi kolene, jsme rozdíl nenašli. Dá se tedy říct, že se síla extenzorů mezi DDK a NDK liší až do momentu, kdy je kolenní kloub v nízkých stupních flexe. Pak dochází k vyrovnání sil extenze obou dolních končetin. Proto **druhou hypotézu nelze přijmout.**

Zkoumání izokinetické síly v konkrétních úhlech nebývá velmi časté, protože se většina autorů zaměřuje hlavně na maximální moment izokinetické síly. Eustace, Page a Greig spolupracovali při tvorbě rovno dvou prací sledujících mimo jiné i izokinetické síly extenzorů dosažené v různých stupních rozsahu pohybu. V roce 2018 sledovali mužské fotbalisty, které rozdělili do dvou skupin dle věku. Ve většině sledovaných parametrů byli senioři ve výhodě a dosáhli lepších hodnot než juniorští hráči (Eustace, Page a Greig, 2018). V 60° úhlu, což můžeme brát v porovnání s našimi hodnotami jako úhel maxima našeho souboru, dosáhli dospělí fotbalisté o 18 % vyšší síly extenzorů DDK a o 24 % u NDK v porovnání s florbalistkami. V 50° flexi kolene dosáhli hodnot o 17 % vyšších pro DDK a o 24 % u NDK než florbalistky při úhlu 45° , ve flexi 40° měli silnější NDK už jenom o 7 %. Síla extenzorů DDK fotbalistů ve 40° se nelišila vůči síle florbalistek ve 45° flexe kolene. Avšak rozdíly v síle extenzorů DDK a NDK fotbalistů nebyly nalezeny. Na druhou stranu, u seniorských hráčů našli signifikantní rozdíly v síle excentrické flexe kolenního kloubu, což může být jedním z prediktorů zranění. V roce 2019 zkoumali ti stejní autoři ty stejné hodnoty, ale v ženském souboru. Ani v tomto případě nebyl nalezen statisticky signifikantní rozdíl v koncentrické síle extenzorů kolene mezi DDK a NDK, ale hodnoty naměřené v jednotlivých stupních byly znovu vyšší v seniorské skupině fotbalistek (Eustace, Page a Greig, 2019). Florbalistky měly silnější extenzory v 58° o 8 % u DDK a o 3 % u NDK vůči florbalistkám v 60° . Důležité je ale říct, že fotbalistky dosahovaly maxima síly extenzorů až kolem 70° flexe kolenního kloubu. Dále vykazovaly florbalistky silnější extenzory ve 45° než fotbalistky ve stupních 40°

a 50° flexe kolenního kloubu. DDK florbalistek byla silnější o 10 % (50°) a o 11 % (40°) než fotbalistek a NDK až o 26 % (50°) a 22 % (40°). Z toho vyplývá, že fotbalisti a fotbalistky neměli rozdílnou sílu extenzorů kolenních kloubů mezi DDK a NDK, ale florbalistky ano.

Fotbalistky byly zkoumané i v další studii. Zde byl sledován účinek tréninku na silové parametry. V rámci DDK se fotbalistky nezlepšily, ale naopak zhoršily signifikantně v síle dosažené při 40° a 20° flexe kolene. V rámci NDK se zlepšily ve 30° a 10° flexe kolene, ale ne signifikantně. Všechny dosažené hodnoty fotbalistek byly nižší, ale byla použita úhlová rychlost 120°/s (Ferguson et al., 2023).

Baugmart et al. (2018) zkoumali sílu v různých rozsazích kolenního kloubu u pacientů po ACL rekonstrukci. Přišli na to, že síla operované dolní končetiny je signifikantně slabší než neoperované dolní končetiny, přičemž větší rozdíly v této síle byly nalezeny při stupních flexe vyšších než 50° (Baugmart et al. 2018).

Sledování úhlu maximálního točivého momentu síly nebývá v literatuře tak časté jako zkoumání hodnot maximálního momentu síly. Je nutné si ale uvědomit, že úhel dosažení maxima může sloužit k vyhodnocení nedostatků pohybu či svalových dysbalancí a následně k případné úpravě tréninkových plánů, k prevenci zranění či k maximalizaci svalové síly (Hahn, Herzog a Schwirtz, 2014; Frey-Law et al., 2012). Zkoumání úhlu maximálního momentu síly je důležité i proto, že úhel flexe kolene má vliv na stabilitu kolene tím, že schopnost vzájemné spolupráce extenzorů a flexorů kolene při ochraně vůči zevním silám není konstantní. Nižší hodnota úhlu dosažení maximálního momentu síly poukazuje i na to, že je daný sval pomalejší a vyžaduje více času k dosažení maxima síly (Clark et al., 2022). Kannus a Beynon (1993) zaznamenali maximum síly extenzorů pravé dolní končetiny v $54^\circ \pm 7-8^\circ$ u obou pohlaví při testovací rychlosti 60°/s. Při vyšší úhlové rychlosti (180°/s) však došlo ke snížení úhlu maximální síly o 19 % ($44^\circ \pm 8^\circ$) u žen a o 20 % u mužů ($43^\circ \pm 8^\circ$), takže sval dosáhl maxima dřív. Mezi úhly maximálního momentů sil extenzorů mužů a žen nenašli statisticky významný rozdíl, ale mezi hodnotami maximálního momentů sil extenzorů kolene našli statisticky významný rozdíl, což souhlasí s výsledky naší práce. Clark et al. (2022) ve své studii zkoumali také smíšený soubor mužů a žen, avšak sledovali pouze pravou dolní končetinu (DDK) a při úhlové rychlosti až 240°/s. Asi proto byly jejich úhly maxima ($40,1 \pm 2,0^\circ$) nižší až o 30 % než úhly maxima v naší práci.

Studie od Delextrat et al. (2020) zkoumá soubor hráček pozemního hokeje, který lze považovat za sport podobný florbalu. Ve studii sledovali účinek posílení flexorů

kolene dvěma různými způsoby, součástí byl i kontrolní vzorek. Celkově nejnižší průměrná hodnota úhlu maximálního momentu síly extenzorů naměřená v této studii dosahovala $60,1^\circ \pm 8,5^\circ$ a byla nalezena u NDK (Delextrat et al., 2020). Táto hodnota je o přibližně 3 % vyšší než u výsledků florbalistek z naší studie. V rámci DDK dosáhly hokejistky nejnižší průměrné hodnoty úhlu maximální síly extenze $60,4 \pm 14^\circ$, což je o asi 5 % dříve, než dosáhly florbalistky v naší studii u DDK. Ve všech sledovaných skupinách je ale méně než 10 hráček hokeje, takže sledovaný soubor je menší o více než 3x. Na druhou stranu, protože byla rychlost testování vyšší (až $240^\circ/\text{s}$), čekali bychom, že hodnoty hokejistek budou nižší než hodnoty florbalistek, které byly testované při rychlosti $60^\circ/\text{s}$ dle vztahu, který popsali Kannus a Beynon (1993). Hokejistky tedy prokázaly dosažení maxima dřív i v tak vysoké rychlosti, což poukazuje na kvalitu kontrakce jejich svalů.

Při zkoumání čistě ženského souboru fotbalistek byla při rychlosti $60^\circ/\text{s}$ získaná úroveň flexe kolene DDK při maximálním momentu síly extenzorů, která dosáhla $63,45 \pm 4,65^\circ$ a pro NDK to bylo $63,40 \pm 4,48^\circ$ (Apaydin a Ince, 2023). Výsledky fotbalistek se liší od výsledků, které získaly florbalistky z naší práce. Florbalistky dosáhly maxima extenzorů DDK o přibližně 10 % později a NDK o přibližně 8 % později než fotbalistky. Je to možné proto, že fotbalistek bylo méně ($n = 20$), měly nižší věkový průměr ($16,95 \pm 0,94$ let) a silové požadavky či pohybové projevy fotbalu se liší od florbalu, kdy je síla extenzorů kolene potřebná pro maximalizaci síly kopu do míče.

6.3 Diskuze k třetí hypotéze

U izokinetiky je možné sledovat, jakým způsobem se síla v průběhu rozsahu mění směrem nahoru nebo dolů. Přišli jsme na to, že se síla se změnou pozice kolenního kloubu mění, a že tato změna je signifikantně jiná, než síla dosažená v sousedním sledovaném úhlu. Tím je myšleno, že hodnota izokinetické síly extenzorů kolene naměřená v 58° flexe kolenního kloubu je signifikantně vyšší než hodnota izokinetické síly extenzorů kolene naměřená v 45° flexe kolenního kloubu. O této hodnotě též platí, že je signifikantně vyšší než hodnota izokinetické síly naměřená v 30° flexe kolenního kloubu. Izokinetická síla extenzorů naměřená ve 30° flexe kolenního kloubu je také signifikantně vyšší, než hodnota naměřena ve 20° flexe kolenního kloubu. Finálně, izokinetická síla extenzorů naměřená v 10° flexe kolenního kloubu je signifikantně nižší než síla naměřená ve 20° . Tohle platí jak pro dominantní, tak i nedominantní dolní končetinu. Pokles síly

extenzorů směrem k plné extenzi kolena má lineární průběh a dosahuje hodnot 13-31 % mezi jednotlivými dílčími částmi rozsahu pohybu. Z našich zjištění dosahují florbalistky maximální síly extenzorů kolem 60° flexe kolene a v polovičním rozsahu této hodnoty, tedy v 30°, dosahují alespoň poloviční síly jako v maximu. Konkrétně, ve 30° flexi kolena dosahovala síla extenzorů DDK florbalistek 52 % síly maxima a u NDK 53 % síly maxima, tudíž **třetí hypotézu lze přijmout**. To, že i v 30° flexe dosahuje kolenní kloub nadpoloviční hodnoty síly maxima je výhodné pro ochranu kolenního kloubu a prevenci vůči zraněním.

Práce, které řešily profil síly v průběhu pohybu jsme již zmínili. Eustace, Page a Greig (2018, 2019) ve své práci neuvádějí úhel maximálního momentu síly, ale dle maxima dosažené síly můžeme vidět, že poloviční hodnoty maxima se u žen a mužů hrajících fotbal nevyskytují ani v 40° flexi, což značí, že síla extenzorů je na nadpoloviční úrovni maxima i ve 40°. Bohužel, výsledky obou prací nám neumožňují posoudit, kdy došlo k maximální síle a ani to, jaká úroveň síly byla v polovičním rozsahu pohybu tohoto maxima. Hodnoty jsou naměřené v 70°, 60°, 50° a 40° (Eustace, Page a Greig, 2018; Eustace, Page, Greig, 2019).

Jiná studie (Eitzen et al., 2010) se zaměřovala na čerstvé úrazy ACL a relativní sílu m. quadriceps femoris. Měřená byla síla a rozdíly v síle mezi zraněnou a nezraněnou dolní končetinou. Ve všech úhlech byla síla zdravé dolní končetiny signifikantně vyšší než zraněné, což souhlasí s Baugmart et al. (2018). U zraněné dolní končetiny došlo k poklesu síly mezi 40°-30° o 20 %, o dalších deset stupňů to bylo o 27 % a mezi 20°-15° síla poklesla o 17 %. U zdravé dolní končetiny to bylo ve stejném pořadí o 19 %, 27 % a 19 %. Zranění tedy nemělo vliv na pokles síly mezi dolními končetinami mezi stupni 30°-20°, kdy došlo ke stejnému poklesu síly mezi oba DKK (Eitzen et al., 2010), ale i ostatní procentuální rozdíly se nezdají být příliš odlišné. V naší práci došlo k vyššímu poklesu síly mezi úhly 45°-30°, což by mohlo být připsáno tomu, že je sledován o 5° větší rozsah. Pokles síly florbalistek mezi 30°-20° byl velmi podobný mezi DDK a NDK a lišil se pouze o 1 %, přičemž Eitzen et al. (2010) nevykázali rozdíl poklesu síly v tomto rozsahu pohybu mezi zraněnou a nezraněnou dolní končetinou, pokles síly byl ale vyšší u obou dolních končetin než u florbalistek. Finálně, rozdíl mezi 20°-10° flexe byl nejvyšší u florbalistek pro obě dolní končetiny, ale byl tady sledován 10° rozsah pohybu, přičemž Eitzen et al. (2010) sledovali pouze 5° rozsah. Maximum síly dosáhl celý soubor v 61° u zraněné a v 60° u nezraněné dolní končetiny. V polovině rozsahu dosažení maxima, což bylo 30°, dosáhly nadpoloviční síly v obou případech. Zraněná

dolní končetina dosahovala ve 30° přibližně 62 % dosaženého maxima a zdravá dolní končetina dosáhla 65 % maximální síly. Po dopočtu hodnot relativní síly extenzorů pro jednotlivé stupně v naší práci můžeme zhodnotit, že florbalistky u relativní síly nezaznamenaly takový pokles jako při srovnání průměrných sil. Obě dolní končetiny florbalistek dosahovaly ve 30° flexe kolene až 66 % relativní síly extenzorů kolenních kloubů. Můžeme vidět, že se naše výsledky od studie Eitzen et al. (2010) neliší v rámci zdravé dolní končetiny, ale že síla ve 30° flexe kolenního kloubu je nejnižší, což je logické, jelikož se jednalo o čerstvé úrazy (do 3 měsíců).

Změnu poklesu síly a poklesu relativní síly ve stejném souboru připisujeme tomu, že relativní síla je hodnota dosažené síly dělená hmotností testované. To, že pokles relativní síly byl menší než pokles síly jako takové lze vyhodnotit tak, že hráčky mají v poměru na svojí tělesnou hmotnost silnější svaly, než bylo očekáváno.

6.4 Diskuze k čtvrté hypotéze

Florbal je kolektivní sport, jehož tým se dělí na útočníky, obránce a brankáře. Pohybový projev obránců se příliš neliší od projevu útočnicků a jejich úkoly na hřišti se často prolínají, zatímco brankáři stráví většinu herního času v kleče nebo při krčení. V námi sledovaném souboru bylo 46 % útočnic, 43 % obránkyň a pouze 11 % brankářek. Při jejich vzájemném porovnání jsme přišli na to, že se hráčské posty silově neliší v rámci extenzorů kolenních kloubů, včetně maximální síly a síly ve specifických úhlech a ani v jejich relativní síle. U flexorů kolenních kloubů jsme již našli rozdíly, které se ale ve většině případů týkaly brankářek. Hráčky v poli se v silových parametrech mezi sebou výrazně nelišily, takže můžeme říct, že obránkyň i útočnice měly přibližně stejně silné flexory i extenzory kolenních kloubů u obou dolních končetin. Brankářky měly signifikantně slabší flexory kolenních kloubů obou dolních končetin vůči hráčkám v poli, proto musíme **čtvrtou hypotézu potvrdit**.

Rozdíly v parametrech mezi hráčskými posty florbalu se v literatuře téměř neřeší. Na souboru 10 hráčů české mužské florbalové extraligy byly sledované běžecské parametry jednotlivých postů hráčů v průběhu extraligového utkání. Hráči byli rozděleni do tří skupin: obrana (n = 3), křídelní (n = 5) a středový útočník (n = 2). Výsledky poukazují na to, že vůbec nejdelší vzdálenost v utkání naběhali středoví útočníci (jinak centři), ale až pětina této vzdálenosti byla tvořená chůzí. Nejvyšší intenzita v největším měřítku byla zaznamenána u obránců, u kterých se našla nejdelší průměrná

doba sprintu, nejdelší průměrná vzdálenost sprintu, ale i nejvyšší maximální rychlost vůči útočníkům (Trávníček, 2021). Nutné si je uvědomit, že mezi hlavní svaly sprintů patří flexory kolene, které tvoří až 15 % propulze při odrazu. Fungují hlavně excentricky, a proto bývají tak často zraněné v situacích, kdy dochází k akceleraci či sprintu (Bramah et al., 2024). Z toho vyplývá, že síla flexorů kolenního kloubu by měla být vyšší u lidí co více sprintují, což Trávníček (2021) označuje za obránce. V našem souboru prokázaly nejvyšší relativní sílu flexorů kolenního kloubu obránkyně, takže toto tvrzení se shoduje s tím, že obránci nejvíce sprintují. Na druhou stranu, existuje i vyšší riziko svalového poranění této skupiny.

Nejslabší extenzory měly útočnice, přičemž u NDK byli slabší až o 13 % vůči extenzorům brankářek. Nejvyšších hodnot síly extenzorů dosáhly brankářky, které ale měly zároveň nejslabší flexory. Rozdíly v síle byly signifikantní hlavně mezi silou i relativní silou flexorů kolen obou dolních končetin mezi obránkyněmi a brankářkami. Signifikantní rozdíl se našel v rámci síly flexorů mezi skupinou brankářek a útočnic. To může vycházet z toho, že v průběhu zápasu, tréninků a celkové pohybové činnosti či přípravy brankáři nesprintují. Mimo jiné, dlouhodobé zkrácení flexorů kolenního kloubu způsobené jejich herním postojem se může také podílet na snížené aktivaci či oslabení této svalové skupiny. Do budoucna by proto bylo dobré se zaměřit na posílení této svalové skupiny u brankářek, jelikož oslabené flexory kolenního kloubu mohou vést k dalším chronickým obtížím ve smyslu nestability či se podílet na vzniku akutního zranění.

Rozdíl nastal i v úhlu dosažení maximálního momentu síly extenzorů mezi jednotlivými posty, ale nebyl mezi nimi nalezen statisticky významný rozdíl. Nejrychlejší byli extenzory NDK brankářek, které byly následované extenzory DDK obránkyň. V obou případech byla nejpomalejší aktivace extenzorů do maxima nalezena u útočnic.

V našem souboru jsme našli signifikantní rozdíly mezi H/Q poměrem brankářek a H/Q poměrem ostatních hráček pro obě dolní končetiny. Tento údaj jen nadále potvrzuje, že síla flexorů kolene brankářek je ve výrazném deficitu a je nutné se zaměřit na jejich posílení. H/Q poměr u mužských souborů byl vyšší, přičemž mladí florbalisti (Malý et al., 2019) se lišili od žen pouze o 1-2 % a dospělí florbalisti v průměru o 10 % u DDK a 5 % u NDK (Jelínek, 2019).

H/Q poměr patří mezi jeden z nejdůležitějších indikátorů dysbalance svalové síly v okolí kolenního kloubu a považuje se za důležitý prediktor rizika poranění kolenního kloubu (Bacevan et al., 2024). Hodnota H/Q poměru by měla spadat do rozmezí 55-

64 %. Při hodnotách nad 64 % existuje vyšší riziko poranění m. quadriceps femoris, zatímco při hodnotách pod 55 % vzniká vysoké riziko poranění hamstringů (Liporaci et al., 2019). Z našeho souboru mělo pouze 8 % hráček H/Q poměr v tomto rozmezí. Většina hráček dosáhla hodnot nižších než 55 %, tedy můžeme u nich předpokládat vyšší riziko poranění flexorů kolene. Průměrná hodnota celého našeho souboru dosahovala též hodnot menších než 55 % u obou dolních končetin, mezi kterými nebyl nalezen statisticky signifikantní rozdíl. Platí proto, že při relativně slabším flexoru kolene vůči extenzoru, který by nebyl schopný produkovat dostatek excentrické brzdní síly při kontrakci extenzoru, dochází k narušení stability kolenního kloubu (Vargas et al., 2020). Dle Kabacinski et al. (2018) silnější extenzory slouží k prevenci tendinopatie m. quadriceps femoris, zatímco převaha síly flexorů ochraňuje ACL proti případnému poškození, jelikož fungují jako je synergisté. Adekvátní posílení muskulatury stehna se zaměřením na zlepšení na H/Q poměr může sloužit jako prevence vůči zranění (Kabacinski et al., 2018). Na podobné prevenci se zhodují i (Kim a Hong, 2011), kdy jeden z nejhlavnějších způsobů prevence poranění kolene je zlepšení neuromuskulární rovnováhy flexorů a extenzorů kolene.

6.5 Diskuze k páté hypotéze

Přišli jsme na to, že výskyt valgozity kolenního kloubu u florbalistek je alarmující, protože se vyskytovala až u 84 % hráček. Z celého souboru 37 florbalistek se nevyskytla pouze u 3 obránkyň, 2 útočnic a 1 brankářky. Při statistické analýze těchto dvou skupin jsme nenalezli statisticky významný rozdíl dosažené síly extenzorů v maximu a ani jiných stupních flexe kolenního kloubu. Proto lze **pátou hypotézu zamítnout**.

Každopádně mezi jednotlivými skupinami hráček byl nalezen statisticky významný rozdíl v relativní síle flexorů obou dolních končetin a v H/Q poměru DDK. Všechny tři parametry poukazují na sníženou sílu flexorů kolenního kloubu hráček, u kterých se valgozita nenašla. To může nastiňovat vztah mezi silou flexorů a výskytem valgozity kolenního kloubu. Naše zjištění se však úplně liší od dohledané literatury. Musíme ale upozornit, že síla statistiky je poměrně malá, jelikož skupina bez valgozity byla příliš malá ($n = 6$).

Dynamická stabilita kolenního kloubu musí fungovat ve všech třech rovinách a závisí od vzájemného působení svalů kolem kolenního kloubu. Kokontrakce a koaktivace flexorů a extenzorů kolenního kloubu má vliv na transversální, sagitální,

ale i frontální stabilitu kolene, tudíž má za úkol chránit kolenní kloub vůči dynamické valgozitě. Flexory mají za úkol odolávat přední translaci tibie způsobené kontrakcí extenzorů kolene a při tom pracují excentricky. V případech, kdy jsou flexory kolenního kloubu slabé, síla extenzorů se jim musí přizpůsobit tak, aby nedošlo k poškození kloubu. Kvůli tomu může vznikat i deficit síly v extenzorech a nevyužití jejich plného potenciálu. Tím, že nedochází k maximalizaci síly, je oslabená i svalová kokontrakce ochraňující vazy kolene. Proto, pokud chceme zachovat správnou funkci kolenního kloubu, které využívá svého plného silového potenciálu a je stabilní, musíme posílit slabší část, tedy v tomto případě flexory (Hewett, Myer a Zezulak, 2008). Myer et al. (2009) souhlasí s tvrzením, že silné flexory by měly spíše chránit kolenní kloub před vyššími nároky kladenými na ACL. U žen po ACL zranění našel slabší flexory, ale extenzory kolene nebyly slabší vůči mužské zdravé populaci (Myer et al., 2009). Stejní autoři pokračují ve zvýraznění tohoto názoru tím, že za valgozitu může nižší síla flexorů kolene či nižší H/Q poměr, přičemž při silnějších flexorech je očekávaná lepší kontrola kolenního kloubu (Myer, Ford a Hewett, 2005). Jiné práce uvádějí, že vliv má spíše zapojení těchto svalů ve směru od mediálních k laterálním, tedy na vzniku valgozity se podílí opožděná aktivace m. vastus medialis či mediálních hamstringů (Palmieri-Smith et al., 2009; Wilszyński, Zorena a Ślęzak, 2020). Jiná práce potvrzuje vyšší výskyt valgozity kolene u žen, zatímco u mužů se našel vyšší výskyt varozity kolene. Tyto rozdíly nebyly signifikantní. Muži ale prokázali signifikantně vyšší sílu ve všech sledovaných parametrech včetně síly flexorů a extenzorů kolene. Síla těchto svalů je dle nich považována za signifikantní prediktor pohybu kolene ve frontální rovině, přičemž čím vyšší síla těchto dvou svalových skupin je zaznamenána, tím nižší míra valgozity kolenního kloubu je přítomná. Nebylo specifikováno, jestli vyšší či nižší síla jedné nebo druhé svalové skupiny je odpovědná za valgozitu kolene (Claiborne et al., 2006).

6.6 Limity práce

Hlavním limitem práce jsou malé množiny dat v rámci některých statistických testů. Výsledky porovnání jednotlivých postů v silových parametrech mohou být zkresleny, jelikož skupiny, mezi kterými se nenašel statisticky významný rozdíl, jsou přibližně stejně velké, ale skupina brankářek, která se lišila jak od obránkyň, tak i od útočnic, je tvořená pouze 4 hráčkami. Statistická analýza má proto v tomto

případě malou statistickou sílu. Tento parametr je ale omezen i složením florbalových týmů, protože velký počet brankářek není častý, kdežto hráček v poli je mnohem více a můžou být rovnoměrně rozdělené do útoku a obrany. Podobná situace nastala při sledování vztahu síly a valgozity kolenního kloubu, jelikož se valgozita nevyskytla pouze u 6 hráček. Statistická analýza má i v tomto případě malou výpovědní hodnotu.

Dalším výrazným limitem práce je nedostatek odborné literatury zkoumající florbal, rizika poranění ve florbalu, svalové asymetrie ve florbalu či rozdíly mezi skupinami jednotlivých postů v různých parametrech. V domácí literatuře se jedná převážně o bakalářské či diplomové práce. V rámci izokinetického měření se z velké části sleduje pouze hodnota maximální síly nebo maximální relativní síly svalové skupiny. Chybí výzkum v oblasti hodnot síly v různých úhlech rozsahu pohybu, ale i vztah silových parametrů s jinými prediktory zranění dolních končetin.

Jedním z limitů diplomové práce může být relativně nízký počet probandů a nemožnost náhodného výběru. Florbal je poměrně rozšířený sport, ale byli jsme výrazně omezení tím, že na pravidelné testování dochází jednomu jeden klub. Protože data byla měřena několik let po sobě a tým hráček se v průběhu těchto pár sezon výrazně nezměnil, velkou část získaných dat jsme museli před dalším zpracováním vymazat, protože se hodnoty duplikovaly.

Výsledky mohou být limitovány i nesledováním historie zranění dolních končetin, tudíž v práci mohou být i hráčky, které byly v období testování zraněné nebo v minulosti překonaly zranění kolenního kloubu či jiné části dolní končetiny. Dalším potenciálním limitem práce může být široký věkový rozptyl souboru (18-33 let), což může ovlivňovat výsledky vzhledem k tomu, že v práci nebyl brán ohled na dobu aktivní hráčské kariéry.

Limitem práce může být i to, že sledovaná byla převážně síla extenzorů kolene, ale flexory nebyly blíže zkoumány.

Posledním, ale ne méně důležitým limitem práce je, že v rozmezí let, ve kterých došlo ke sběru dat, byla sportovní činnost na určitý čas pozastavená kvůli pandemii koronaviru. To mohlo mít za následek ovlivnění některých měřených parametrů.

Prostoru pro zlepšení je mnoho. Do budoucna by bylo potřebné rozšířit výzkum florbalu, aby byly naplno identifikovány prediktory zranění a aby v závislosti na tom mohly vznikat účinné preventivní programy. Dalším zlepšením do budoucna by mohlo být rozšíření výzkumného souboru či porovnávání s jinými věkovými kategoriemi. Pro lepší kvalitu statistické analýzy by bylo lepší rozšířit skupinu brankářek nebo jiným

způsobem vyrovnat četnosti jednotlivých porovnávaných skupin. Dobré by bylo sledovat sílu nejenom extenzorů, ale i flexorů.

7 ZÁVĚRY DIPLOMOVÉ PRÁCE

První část práce se věnuje teoretickým východiskům, dle kterých byla práce zpracována. Stručně jsme shrnuli anatomii a kineziologii dolních končetin, také jsme objasnili vzájemné funkční vztahy kloubů dolních končetin, jelikož v rámci dolní končetiny dochází často ke sdruženým pohybům a pohyby jednoho kloubu ovlivňují i jiné klouby. Kinematika pohybů popisovala základní pohybové projevy týkající se dolních končetin, zapojení svalů v těchto pohybech a popis změn směru pohybu. Právě ty jsou ve sportu velmi často zodpovědné za poranění kloubů či svalů dolních končetin, jelikož zátěž na struktury je několikanásobná. Dále jsme přiblížili svalovou tkáň, její složení, vlastnosti a funkce. O svalové síle jsme napsali, že její velikost záleží od vícero faktorů jako jsou délka svalu, rychlost kontrakce, fyziologický průřez, svalová aktivace, typ vláken či typ kontrakce a jiné. V případě současné kontrakce antagonisticky fungujících svalů je nutná jejich kokontrakce, která má za úkol chránit kloub přes který svaly přecházejí tím, že se navzájem brzdí. Svalovou sílu lze kvantifikovat různě, primárně v závislosti od typu svalové kontrakce. Izokinetické měření probíhá za stálého a konstantního odporu, který je předem nastaven prostřednictvím úhlové rychlosti pohybu a výsledkem je izokinetická křivka, z níž je možné zjistit úroveň síly sledovaného svalu v různých polohách kloubu. Dále jsou ve zkratce popsány možné patologie dolních končetin s hlavním zaměřením na kolenní kloub. Kolenní kloub se nachází mezi dvěma nejdelšími kosti těla a zároveň plní nosnou funkci, takže poškození jeho struktur bývá poměrně časté. Nejčastěji dochází k poškozením měkkých tkání kolenního kloubu, ke kterým by nemuselo docházet, pokud by byla síla a aktivace svalů obklopující kloub přiměřená. Rizikové faktory zranění se dělí na ovlivnitelné a neovlivnitelné. Neovlivnitelné nemáme možnost modifikovat, ale větší pozornost by se měla věnovat ovlivnitelným, kam patří hlavně technika pohybu, psychika sportovce či svalová síla, svalové symetrie a flexibilita. Popis florbalu zahrnuje základní informace o jeho formě, základy herní činnosti jednotlivce včetně opisu nastavené tělesných segmentů hráče a rizikové faktory poranění. Florbal zatěžuje tělo jednostranně, proto je často spojován se svalovými asymetriemi či dysbalancemi. Ve florbalu se také vyskytuje mnoho dynamických pohybů, akcelerací, decelerací či jiných změn pohybu, které namáhají struktury dolních končetin. Právě ty bývají nejčastěji poškozené. Ženy jsou náchylnější k poranění kolenního vazů, přičemž nejčastějším poraněním v rámci kolene bývá nekontaktní poškození ACL. Mechanismus poškození ACL je popisován jako dynamická

valgozita kolene. K dalším prediktorům poranění patří nedostatečné odpružení pohybů v sagitální rovině, deficit v síle stabilizátorů kyčelního kloubu, omezený rozsah pohybu kyčle do vnitřní rotace, omezená dorzální flexe hlezenního kloubu nebo snížená poloha os naviculare. Nelze opomínat svalové asymetrie a dysbalance flexorů a extenzorů kolenního kloubu, jako i míru jejich koaktivace.

Cílem této diplomové práce bylo posouzení rozdílů izokinetických silových parametrů flexorů a extenzorů kolenního kloubu elitních florbalových hráček v závislosti na stranové preferenci dolní končetiny a úroveň síly extenzorů kolenního kloubu ve specifických pozicích flexe kolene. Naše zjištění reflektuje a potvrzuje unilaterální povahu florbalu jakožto sportu, u kterého vznikají svalové asymetrie. Florbalistky měly výrazněji silnější flexory i extenzory kolenního kloubu dominantní končetiny vůči nedominantní končetině. Tato asymetrie se vyskytovala v maximální hodnotě dosažené síly obou svalových skupin, ale i v síle extenzorů kolene v první polovině rozsahu pohybu s výjimkou 10° flexe kolenního kloubu, kde nebyl nalezen významný rozdíl.

Dalším cílem bylo zjistit výskyt valgozity kolenního kloubu v průběhu výskoku po seskoku a porovnat úroveň izokinetických silových schopností ve specifických pozicích flexe kolenního kloubu mezi skupinami hráček s prokázanou valgozitou a bez. Vyhodnocení 2D video-analýzy poukázalo na enormní výskyt dynamické valgozity kolenního kloubu při výskoku po seskoku. Následně se nám podařilo zjistit, že hráčky s prokázaným výskytem valgozity kolenního kloubu dosáhly vyšších hodnot relativní síly flexorů obou kolenních kloubů, jako i to, že v rámci dominantní dolní končetiny dosáhly lepší hodnoty poměru síly flexorů vůči extenzorům kolenního kloubu. Další rozdíly nebyly zjištěny. Oba cíle se podařilo splnit a byly v nich zodpovězené i výzkumné otázky.

Z pěti zvolených hypotéz se tři potvrdily a dvě zamítly. Konkrétně byly potvrzené hypotézy 1, 3 a 4, zamítnuty byly hypotézy 2 a 5.

První hypotéza se potvrdila vzhledem k tomu, že dominantní dolní končetina florbalistek dosáhla výrazně vyšších hodnot maximální síly flexorů i extenzorů kolenního kloubu. Extenzory kolene dominantní dolní končetiny byly signifikantně ($p = 0,028$) silnější o 6 %, což potvrdily i relativní hodnoty, kdy byl rozdíl 5 % v prospěch dominantní dolní končetiny ($p = 0,041$). Flexory kolene dosáhly podobných hodnot, kdy dominantní dolní končetiny byla signifikantně silnější ($p = 0,006$) o 5 % vůči nedominantní dolní končetiny. O 5 % byla vyšší i relativní síla flexorů dominantní dolní končetiny vůči nedominantní ($p = 0,012$).

Třetí hypotéza se potvrdila, jelikož síla extenzorů kolenních kloubů obou dolních končetin byla na alespoň poloviční hodnotě maximální dosažené síly v polovině rozsahu pohybu dosažení tohoto maxima. Maximální síla extenzorů byla naměřená v 57-58° flexe kolenního kloubu a dosahovala $165,7 \pm 27,4$ Nm u dominantní a $155,97 \pm 29,76$ Nm u nedominantní dolní končetiny. Ve 30° flexe kolenního kloubu dosahovali extenzory přibližně 67 % maximální síly dané dolní končetiny, tedy $111,51 \pm 23,44$ Nm u dominantní a $105,19 \pm 26,96$ Nm u nedominantní dolní končetiny.

Čtvrtá hypotéza se rovněž potvrdila, vzhledem k tomu, že mezi brankářkami a ostatními hráčkami byly nalezené jiné parametry izokinetické síly. Brankářky měly výrazně slabší flexory kolenních kloubů, což se projevilo i v H/Q poměru. Největší rozdíly byly mezi brankářkami a obránkyněmi, přičemž mezi obránkyněmi a útočnicemi nebyly nalezené žádné rozdíly v síle. Lze tedy říct, že hráčky v poli mají přibližně stejně silné extenzory kolenních kloubů jako brankářky, ale v síle flexorů obou dolních končetin mají brankářky vůči hráčkám v poli výrazné rezervy.

Druhá hypotéza byla zamítnuta z toho důvodu, že i když rozdíl síly extenzorů kolene dominantní a nedominantní dolní končetiny byl přítomen ve většině rozsahu pohybu, přestal se vyskytovat ke konci rozsahu pohybu. Rozdíl síly extenzorů kolene obou končetin se směrem k plné extenzi srovnal a v 10° flexi kolenního kloubu se síla extenzorů kolen obou končetin výrazně nelišila.

Pátá hypotéza byla zamítnuta, protože se v síle extenzorů kolene nenašly rozdíly mezi skupinami s valgozitou kolene a bez. Hráčky dosahovaly relativně stejných hodnot síly extenzorů kolene v celém sledovaném rozsahu pohybu bez ohledu na výskyt valgozity kolenního kloubu.

Abychom to shrnuli, u dospělých elitních florbalových hráček jsme našli výrazné stranové asymetrie v síle flexorů a extenzorů kolenních kloubů. V obou případech je dominantní dolní končetina silnější než nedominantní dolní končetina, což souhlasí s jednostrannou zátěží florbalu. Extenzory kolene dominantní dolní končetiny jsou silnější ve většině rozsahu pohybu, ale při stupních blízkých plné extenzi kolene se síla dominantní a nedominantní dolní končetiny vyrovná. Pokles síly extenzorů kolene dolních končetin v průběhu pohybu je lineární a v polovině rozsahu dosaženého maxima je úroveň síly pořád nadpoloviční. Silové parametry se nijak neliší mezi hráčkami v poli, ale síla flexorů kolenních kloubů brankářek je výrazně nejnižší. Naše výsledky neprokázaly vztah valgozity kolenního kloubu a nižší síly extenzorů

kolene v žádné části sledovaného rozsahu pohybu, ale může tady existovat mírná spojitost se silou flexorů kolenních kloubů.

Praktickým přínosem práce je náhled do úrovně silových schopností kolenních kloubů hráčků florbalu a zdůraznění míry svalových asymetrií, které při unilaterálních sportech jako je florbal vznikají. Svalové asymetrie patří mezi prediktory zranění, a proto je nutné se zaměřovat na jejich eliminaci. Je jasné, že ve florbalu budou asymetrie vznikat i nadále, ale florbalové kluby a týmy by měly brát větší ohled na redukci asymetrií správně nastaveným preventivním programem případně i spoluprací s fyzioterapeutem. Jelikož se izokinetické testování používá jako zlatý standard hodnocení svalové síly, je dle něho možné vytvořit tréninkové plány se zaměřením na individuální potřeby či svalové deficity jedince. Tuhle možnost by mělo zvážit více florbalových klubů, jelikož tým, který sledujeme, hraje nejvyšší českou soutěž, a přesto jsme u nej našli výrazné stranové asymetrie. Dalším přínosem je porovnání silových schopností mezi jednotlivými hráčskými posty, kde jsme poukázali na deficit v síly flexorů kolenních kloubů brankářek a do budoucna by bylo vhodné se zaměřit i na tuto problematiku.

8 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- 1 ĀMAN, M., M. FORSSBLAD a K. LARSÉN, 2018. National injury prevention measures in team sports should focus on knee, head, and severe upper limb injuries. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. **27**(3), 1000–1008 [cit. 2023-09-06]. ISSN: 1433-7347. Dostupné z: doi: 10.1007/s00167-018-5225-7.
- 2 APAYDIN, N. a A. INCE, 2023. Investigation of The Hamstring/Quadriceps Ratio, Time to Peak Torque and Joint Angle at Peak Torque Characteristics of Female Soccer Players. *The Online Journal of Recreation and Sports* [online]. **12**(3), 435-441 [cit. 2024-06-24]. ISSN: 2146-9598. Dostupné z: doi:10.22282/tojras.1295721.
- 3 BARONI, B. M. et al., 2020. Hamstring-to-Quadriceps Torque Ratios of Professional Male Soccer Players: A Systematic Review. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **34**(1), 281-293 [cit. 2024-06-03]. ISSN: 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000002609.
- 4 BARTLETT, R. a M. BUSSEY, 2012. *Sport Biomechanics: Reducing Injury Risk and Improving Performance*. 2nd ed. Abingdon: Routledge. ISBN: 978-0-415-55838-9.
- 5 BASCEVAN, S. et al., 2024. Isokinetic Knee Muscle Strength Parameters and Anthropometric Indices in Athletes with and without Hyperextended Knees. *Medicina* [online]. **60**(3) [cit. 2024-05-02]. ISSN: 1648-9144. Dostupné z: doi:10.3390/medicina60030367.
- 6 BAUMGART, C. et al., 2018. Angle-specific analysis of isokinetic quadriceps and hamstring torques and ratios in patients after ACL-reconstruction. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* [online]. **10**(1) [cit. 2024-06-26]. ISSN: 2052-1847. Dostupné z: doi:10.1186/s13102-018-0112-6.
- 7 BERNACIKOVÁ, M. et al., 2010. *Fyziologie sportovních disciplín: Florbal* [online]. Brno: Masarykova univerzita, [cit. 2023-09-06]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/elearning/fyziologie_sport/sport/hry-florbal.
- 8 BRAMAH, C. et al., 2024. Exploring the Role of Sprint Biomechanics in Hamstring Strain Injuries: A Current Opinion on Existing Concepts and Evidence. *Sports Medicine* [online]. **54**(4), 783-793 [cit. 2024-06-26]. ISSN: 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-023-01925-x.
- 9 CLAIBORNE, T. et al., 2006. Relationship between Hip and Knee Strength and Knee Valgus during a Single Leg Squat. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. **22**(1), 41-50 [cit. 2024-06-28]. ISSN: 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.22.1.41.
- 10 CLARK, N. C. et al., 2022. Specificity of isokinetic assessment in noncontact knee injury prevention screening: A novel assessment procedure with relationships between variables in

- amateur adult agility-sport athletes. *Physical Therapy in Sport* [online]. **53**, 105-114 [cit. 2024-06-25]. ISSN: 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2021.11.012.
- 11 CZAPLICKI, A. et al., 2015. Isokinetic Identification of Knee Joint Torques before and after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *PLOS ONE* [online]. **10**(12) [cit. 2024-06-03]. ISSN: 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0144283.
 - 12 ČIHÁK, R., 2004. *Anatomie. 2. vydání*. Praha: Grada. ISBN: 80-7169-970-5.
 - 13 DELESTRAT, A. et al., 2020. Changes in Torque-Angle Profiles of the Hamstrings and Hamstrings-to-Quadriceps Ratio After Two Hamstring Strengthening Exercise Interventions in Female Hockey Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **34**(2), 396-405 [cit. 2024-06-25]. ISSN: 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000003309.
 - 14 DOS'SANTOS, T. et al., 2019. Biomechanical Comparison of Cutting Techniques: A Review and Practical Applications. *Strength & Conditioning Journal* [online]. **41**(4), 40-54 [cit. 2024-01-11]. ISSN: 1524-1602. Dostupné z: doi:10.1519/SSC.0000000000000461.
 - 15 DOS'SANTOS, T. et al., 2021. Biomechanical Determinants of Performance and Injury Risk During Cutting: A Performance-Injury Conflict? *Sports Medicine* [online]. **51**(9), 1983-1998 [cit. 2024-01-11]. ISSN: 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-021-01448-3.
 - 16 DYLEVSKÝ, I., 2021. *Klinická kineziologie a patokineziologie, 2. díl*. Praha: Grada Publishing. ISBN: 978-80-271-0230-3.
 - 17 EITZEN, I. et al., 2010. Anterior Cruciate Ligament—Deficient Potential Copers and Noncopers Reveal Different Isokinetic Quadriceps Strength Profiles in the Early Stage after Injury. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **38**(3), 586-593 [cit. 2024-06-26]. ISSN: 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/0363546509349492.
 - 18 EUSTACE, S. J., R. M. PAGE a M. GREIG, 2019. Isokinetic strength differences between elite senior and youth female soccer players identifies training requirements. *Physical Therapy in Sport* [online]. **39**, 45-51 [cit. 2024-06-26]. ISSN: 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2019.06.008.
 - 19 EUSTACE, S. J., R. M. PAGE a M. GREIG, 2020. Angle-Specific Isokinetic Metrics Highlight Strength Training Needs of Elite Youth Soccer Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **34**(11), 3258-3265 [cit. 2024-06-26]. ISSN: 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000002612.
 - 20 FERGUSON, H. et al., 2023. Effects of a Football Simulated Exercise on Injury Risk Factors for Anterior Cruciate Ligament (ACL) Injury in Amateur Female Players. *Biology* [online]. **12**(1) [cit. 2024-06-26]. ISSN: 2079-7737. Dostupné z: doi:10.3390/biology12010124.
 - 21 FLANAGAN, S. P., 2014. *Biomechanics: A Case-Based Approach*. Burlington: Jones & Bartlett Learning. ISBN: 978-0763783778.

- 22 FREY-LAW, L. A. et al., 2012. Knee and Elbow 3D Strength Surfaces: Peak Torque-Angle-Velocity Relationships. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. **28**(6), 726-737 [cit. 2024-06-24]. ISSN: 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.28.6.726.
- 23 HAHN, D., W. HERZOG a A. SCHWIRTZ, 2014. Interdependence of torque, joint angle, angular velocity and muscle action during human multi-joint leg extension. *European Journal of Applied Physiology* [online]. **114**(8), 1691-1702 [cit. 2024-06-24]. ISSN: 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-014-2899-5.
- 24 HALL, S., 2019. *Basic Biomechanics*. 8th ed. New York: McGraw-Hill Education. ISBN: 978-1260085549.
- 25 HALL, S., 2022. *Basic Biomechanics*. 9th ed. New York: McGraw-Hill Education. ISBN: 978-1-265-74859-3.
- 26 HEWETT, T. E. a G. D. MYER, 2011. The Mechanistic Connection Between the Trunk, Hip, Knee, and Anterior Cruciate Ligament Injury. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. **39**(4), 161-166 [cit. 2023-09-05]. ISSN: 1538-3008. Dostupné z: doi: 10.1097/JES.0b013e3182297439.
- 27 HEWETT, T. E. et al., 2005. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes: A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **33**(4), 492-501 [cit. 2023-09-05]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi: 10.1177/0363546504269591.
- 28 HEWETT, T. E., G. D. MYER. a B. T. ZAZULAK, 2008. Hamstrings to quadriceps peak torque ratios diverge between sexes with increasing isokinetic angular velocity. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. **11**(5), 452-459 [cit. 2024-05-12]. ISSN: 14402440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jsams.2007.04.009.
- 29 HEWETT, T. E., G. D. MYER. a K. R. FORD, 2006. Anterior Cruciate Ligament Injuries in Female Athletes. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **34**(2), 299-311 [cit. 2023-09-06]. ISSN: 1552-3365. Dostupné z: doi:10.1177/0363546505284183.
- 30 HRAZDÍRA, E., 2017. *Florbal/Softball* [online]. Brno: Masarykova univerzita [cit. 2023-09-06]. ISBN: 978-80-88246-12-1. Dostupné z: <https://publi.cz/books/119/index.html?secured=false#cover>.
- 31 HUDÁK, R., D. KACHLÍK a O. VOLNÝ, 2015. *Memorix anatomy: comprehensive book of human anatomy in English and Latin*. Praha: Triton. ISBN: 978-80-7387-950-1.
- 32 CHEUNG, R., A. SMITH a D. WONG, 2012. H: Q Ratios and Bilateral Leg Strength in College Field and Court Sports Players. *Journal of Human Kinetics* [online]. **33**(2012), 63-71 [cit. 2024-05-12]. ISSN: 1899-7562. Dostupné z: doi:10.2478/v10078-012-0045-1.
- 33 IŽOVSKÁ, J. et al., 2022. The Hamstring and ACL Injury Incidence during a Season Is Not Directly Related to Preseason Knee Strength Ratios in Elite Male Soccer Players. *Applied*

- Sciences* [online]. **12**(3) [cit. 2024-06-03]. ISSN: 2076-3417. Dostupné z: doi:10.3390/app12031272.
- 34 JELÍNEK, M., 2019. *Vybrané diagnostické postupy v průběhu ročního makrocycly prokazující asymetrie u hráčů florbalu*. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Laboratoř sportovní motoriky. Vedoucí diplomové práce PhDr. Pavel Hráský, PhD. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/105959>.
- 35 KABACINSKI, J. et al., 2018. Knee strength ratios in competitive female athletes. *PLOS ONE* [online]. **13**(1) [cit. 2024-06-03]. ISSN: 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0191077.
- 36 KALATA, M. et al., 2020. Unilateral and Bilateral Strength Asymmetry among Young Elite Athletes of Various Sports. *Medicina* [online]. **56**(12) [cit. 2024-06-28]. ISSN: 1648-9144. Dostupné z: doi:10.3390/medicina56120683.
- 37 KANNUS, P. a B. BEYNNON, 1993. Peak Torque Occurrence in the Range of Motion During Isokinetic Extension and Flexion of the Knee. *International Journal of Sports Medicine* [online]. **14**(08), 422-426 [cit. 2024-06-13]. ISSN: 0172-4622. Dostupné z: doi:10.1055/s-2007-1021203.
- 38 KANNUS, P., 1991. Relationship between Peak Torque and Angle-Specific Torques in an Isokinetic Contraction of Normal and Laterally Unstable Knees. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **13**(2), 89-94 [cit. 2024-06-13]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.1991.13.2.89.
- 39 KAPANDJI, I. A., 1987. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints. Volum 2: Lower limb*. 5th edition. London: Churchill Livingstone. ISBN: 0443036187.
- 40 KHAYAMBASHI, K. et al., 2016. Hip Muscle Strength Predicts Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury in Male and Female Athletes. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **44**(2), 355-361 [cit. 2023-09-06]. ISSN: 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/0363546515616237.
- 41 KIM, D. a J. HONG, 2011. Hamstring to quadriceps strength ratio and noncontact leg injuries: A prospective study during one season. *Isokinetics and Exercise Science* [online]. **19**(1), 1-6 [cit. 2024-06-13]. ISSN: 18785913. Dostupné z: doi:10.3233/IES-2011-0406.
- 42 KLIKOVÁ, V., 2013. *Nejčastější úrazy ve florbale zaměřené na extraligové hráče a hráčky v ČR za sezónu 2011/2012* [online]. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Katedra fyzioterapie. [cit. 2024-05-15] Vedoucí diplomové práce Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/bitstream/handle/20.500.11956/>.
- 43 KOLÁŘ, P., 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN: 978-80-7262-657-1.
- 44 KYSEL, J., 2010. *Florbal: kompletní průvodce*. Praha: Grada. ISBN: 978-80-247-3615-0.

- 45 LABANCA, L., M. et al., 2021. Muscle synergies for the control of single-limb stance with and without visual information in young individuals. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* [online]. **13**(1) [cit. 2023-09-06]. ISSN: 2052-1847. Dostupné z: doi:10.1186/s13102-021-00392-z.
- 46 LANSHAMMAR, K. a E. L. RIBOM, 2011. Differences in muscle strength in dominant and non-dominant leg in females aged 20–39 years – A population-based study. *Physical Therapy in Sport* [online]. **12**(2), 76-79 [cit. 2024-05-24]. ISSN: 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2010.10.004.
- 47 LEPPÄNEN, M. et al., 2017. Stiff Landings Are Associated With Increased ACL Injury Risk in Young Female Basketball and Floorball Players. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **45**(2), 386-393 [cit. 2023-09-05]. ISSN: 1552-3365. Dostupné z: doi: 10.1177/0363546516665810.
- 48 LIEBENSON, C., 1996. *Rehabilitation of the spine: practitioner's manual*. Baltimore: Williams & Wilkins. ISBN: 0-683-05032-X.
- 49 LIPORACI, R. F. et al., 2019. Clinical Features and isokinetic Parameters in Assessing Injury Risk in elite Football Players. *International Journal of Sports Medicine* [online]. **40**(14), 903-908 [cit. 2024-06-03]. ISSN: 0172-4622. Dostupné z: doi:10.1055/a-1014-2911.
- 50 LIUKKONEN, R. et al., 2024. The incidence of floorball injuries—A systematic review and meta-analysis. *Physical Therapy in Sport* [online]. **67**, 110-117 [cit. 2024-06-28]. ISSN: 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2024.04.003.
- 51 LUPAČOVÁ, M., 2022. *Úroveň provedení vybrané aktivity typu výskok-dopad u seniorských hráčů florbalu* [online]. Praha: Univerzita Karlova, 3. lékařská fakulta, Klinika rehabilitačního lékařství 3. LF UK a FNKV. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Jitka Marenčáková, Ph.D. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/180118>.
- 52 MALÝ, T. et al., 2019. Morphological and isokinetic strength differences: bilateral and ipsilateral variation by different sport activity. *Open Medicine* [online]. **14**(1), 207-216 [cit. 2024-01-18]. ISSN: 2391-5463. Dostupné z: doi:10.1515/med-2019-0014.
- 53 MANDROUKAS, A., Y. MICHAELIDIS a T. METAXAS, 2023. Muscle Strength and Hamstrings to Quadriceps Ratio in Young Soccer Players: A Cross-Sectional Study. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* [online]. **8**(2) [cit. 2024-06-13]. ISSN: 2411-5142. Dostupné z: doi:10.3390/jfkm8020070.
- 54 MYER, G. D. et al., 2009. The Relationship of Hamstrings and Quadriceps Strength to Anterior Cruciate Ligament Injury in Female Athletes. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. **19**(1), 3-8 [cit. 2024-01-18]. ISSN: 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/JSM.0b013e318190bddd.
- 55 MYER, G. D. et al., 2014. High knee abduction moments are common risk factors for patellofemoral pain (PFP) and anterior cruciate ligament (ACL) injury in girls: Is PFP itself

- a predictor for subsequent ACL injury? *British Journal of Sports Medicine* [online]. **49**(2), 118-122 [cit. 2024-01-18]. ISSN: 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2013-092536.
- 56 MYER, G. D., K. R. FORD a T. E. HEWETT, 2005. The effects of gender on quadriceps muscle activation strategies during a maneuver that mimics a high ACL injury risk position. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **15**(2), 181-189 [cit. 2024-06-28]. ISSN: 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2004.08.006.
- 57 NGUYEN, A. D. a S. J. SHULTZ, 2009. Identifying Relationships Among Lower Extremity Alignment Characteristics. *Journal of Athletic Training* [online]. **44**(5), 511-518 [cit. 2023-09-04]. ISSN: 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-44.5.511.
- 58 PADUA, D. A. et al., 2009. The Landing Error Scoring System (LESS) Is a Valid and Reliable Clinical Assessment Tool of Jump-Landing Biomechanics. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **37**(10), 1996-2002 [cit. 2024-06-18]. ISSN: 1552-3365. Dostupné z: doi: 10.1177/0363546509343200.
- 59 PALMIERI-SMITH, R. M. et al., 2009. Association of Quadriceps and Hamstrings Cocontraction Patterns With Knee Joint Loading. *Journal of Athletic Training* [online]. 2009-05-01, **44**(3), 256-263 [cit. 2024-06-28]. ISSN: 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-44.3.256.
- 60 PARRACA, J. A. et al. Test-Retest Reliability of Isokinetic Strength Measurements in Lower Limbs in Elderly. *Biology* [online]. **11**(6) [cit. 2024-06-28]. ISSN: 2079-7737. Dostupné z: doi:10.3390/biology11060802.
- 61 PASANEN, K. et al., 2008. Injury risk in female floorball: a prospective one-season follow-up. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* [online]. **18**(1), 49-54. [cit. 2023-09-06]. ISSN: 1600-0838 Dostupné z: doi: 10.1111/j.1600-0838.2007.00640.x.
- 62 PASANEN, K. et al., 2017. Injuries during the international floorball tournaments from 2012 to 2015. *BMJ Open Sport and Exercise Medicine* [online]. **2**(1) [cit. 2023-09-06]. ISSN: 2055-7647. Dostupné z: doi: 10.1136/bmjsem-2016-000217.
- 63 PERRIN, D. H., 1993. *Isokinetic exercise and assessment*. Champaign, IL.: Human Kinetics Publishers. ISBN: 0-87322-464-7.
- 64 RIEMANN, B. L., J. B. MYERS a S. M. LEPHART, 2003. Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multiaxial surfaces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **84**(1), 90-95 [cit. 2023-09-06]. ISSN: 00039993. Dostupné z: doi:10.1053/apmr.2003.50004.
- 65 RISBERG, M. A. et al., 2018. Normative Quadriceps and Hamstring Muscle Strength Values for Female, Healthy, Elite Handball and Football Players. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **32**(8), 2314-2323 [cit. 2024-05-12]. ISSN: 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000002579.

- 66 SKRUŽNÝ, Z., 2005. *Florbal: technika, trénink, pravidla hry*. Praha: Grada. ISBN: 80-247-0383-1.
- 67 SMITH, H. C. et al., 2012. A Prospective Evaluation of the Landing Error Scoring System (LESS) as a Screening Tool for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **40**(3), 521-526 [cit. 2024-06-18]. ISSN: 1552-3365. Dostupné z: doi: 10.1177/0363546511429776.
- 68 STEFFEN, K. et al., 2016. Association between Lower Extremity Muscle Strength and Noncontact ACL Injuries. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **48**(11), 2082-2089 [cit. 2024-05-24]. ISSN: 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000001014.
- 69 SVOBODA, Z. et al., 2016. Relationships between movements of the lower limb joints and the pelvis in open and closed kinematic chains during a gait cycle. *Journal of Human Kinetics* [online]. **51**(1), 37-43 [cit. 2023-09-04]. ISSN: 1899-7562. Dostupné z: doi:10.1515/hukin-2015-0168.
- 70 TAYFUR, B. et al., 2021. Neuromuscular Function of the Knee Joint Following Knee Injuries: Does It Ever Get Back to Normal? A Systematic Review with Meta-Analyses. *Sports Medicine* [online]. **51**(2), 321-338 [cit. 2024-06-26]. ISSN: 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-020-01386-6.
- 71 TERVO, T., H. NYSTRÖM. a A. NORDSTRÖM, 2019. Injuries in Swedish floorball players: A nationwide matched cohort study. *Cogent Medicine* [online]. **6**(1) [cit. 2023-09-06]. ISSN: 2331-205X. Dostupné z: doi: 10.1080/2331205X.2019.1673087.
- 72 TRÁVNÍČEK, A., 2021. *Analýza vzdálenostních a rychlostních charakteristik výkonu hráčů florbalu během soutěžního utkání a porovnání výkonu s hráči ostatních sportovních her*. Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Sportovní hry. Vedoucí diplomové práce Mgr. Zuzana Dragounová, PhD. Dostupné z: <https://dspace.cuni.cz/handle/20.500.11956/147725>.
- 73 UK FTVS, 2016. *Florbal*. Multimediální učebnice SH I UK FTVS. Dostupné z: <http://web.ftvs.cuni.cz/eknihy/sportovnihry1/florbal/index.php?c=3>.
- 74 VARGAS, V. Z. et al., 2020. Knee isokinetic muscle strength and balance ratio in female soccer players of different age groups: a cross-sectional study. *The Physician and Sportsmedicine* [online]. **48**(1), 105-109 [cit. 2024-06-03]. ISSN: 0091-3847. Dostupné z: doi:10.1080/00913847.2019.1642808.
- 75 VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ, 2012. Sdružené pohyby kloubů dolní končetiny a reverze posunu kondylů femuru při zatížení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. **19**(1), 13-17 [cit. 2023-09-04]. ISSN: 1805-4552. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087853_Sdruzene_pohyby_kloubu_dolni_kon_cetiny_a_reverze_posunu_kondylu_femoru_pri_zatizeni.

- 76 VÉLE, F., 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vydání. Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.
- 77 WILCZYŃSKI, B., K. ZORENA a D. ŚLEZAK, 2020. Dynamic Knee Valgus in Single-Leg Movement Tasks. Potentially Modifiable Factors and Exercise Training Options. A Literature Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. **17**(21) [cit. 2024-06-28]. ISSN: 1660-4601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph17218208.
- 78 ZLATNÍK, D., 2007. *Florbalový trénink v praxi: herní činnosti jednotlivce*. 2. vyd. Praha: Česká florbalová unie. ISBN (Brož.).

9 PŘÍLOHY

Seznam příloh

Příloha č. 1 – Seznam tabulek.....	II
Příloha č. 2 – Seznam grafů.....	III
Příloha č. 3 – Seznam rovnic.....	IV

Příloha č. 1 – Seznam tabulek

Tabulka 1 - Věk a antropometrické údaje sledovaného souboru (n = 37)	38
Tabulka 2 – Průměrné hodnoty izokinetické síly extenzorů kolene dominantní a nedominantní dolní končetiny	43
Tabulka 3 – Průměrné hodnoty izokinetické síly flexorů kolene dominantní a nedominantní dolní končetiny	44
Tabulka 4 - p-hodnoty rozdílu v síle mezi jednotlivými hráčskými posty	46
Tabulka 5 - Úhel flexe kolenního kloubu při dosažení maximální izokinetické síly extenzorů kolene	47
Tabulka 6 - Hodnoty izokinetické síly extenzorů kolenního kloubu pro dominantní a nedominantní dolní končetinu v různých úhlech pohybu	48
Tabulka 7 - Průměrné hodnoty izokinetické síly extenzorů kolene v daných úhlech flexe kolene	49
Tabulka 8 - Procentuální změna velikosti izokinetické síly extenzorů kolene mezi jednotlivými úhly flexe kolene	50
Tabulka 9 - Unilaterální poměry síly flexorů a extenzorů kolenního kloubu (H/Q poměry)	51
Tabulka 10 - p-hodnoty rozdílu v H/Q poměru mezi jednotlivými hráčskými posty	51
Tabulka 11 - Bilaterální poměry síly extenzorů (Q/Q poměr) a flexorů (H/H poměr) kolenních kloubů	52
Tabulka 12 - p-hodnoty rozdílu v bilaterálních poměrech sil mezi jednotlivými hráčskými posty	52
Tabulka 13 - Průměrné hodnoty silových parametrů obou dolních končetin skupiny s výskytem valgozity kolenního kloubu a bez výskytu valgozity kolenního kloubu	54

Příloha č. 2 – Seznam grafů

Graf 1 - Dominantní dolní končetina (DDK) sledovaného souboru.....	42
Graf 2 - Rozdělení souboru dle hráčského postu.....	42
Graf 3 - Průměrné hodnoty izokinetické síly extenzorů a flexorů kolenních kloubů dominantní a nedominantní dolní končetiny v závislosti na hráčských postech	45
Graf 4 - Průměrné hodnoty relativní izokinetické síly extenzorů a flexorů kolenních kloubů dominantní a nedominantní dolní končetiny v závislosti na hráčských postech	45
Graf 5 - Úhel dosažení maximální izokinetické síly extenzorů dominantní a nedominantní dolní končetiny v závislosti na hráčských postech	47
Graf 6 - Závislost izokinetické síly extenzorů kolene na úhlu flexe kolene dominantní a nedominantní dolní končetiny	49
Graf 7 - Výskyt valgozity kolenního kloubu	53

Příloha č. 3 – Seznam rovnic

Rovnice 1 - Výpočet unilaterálního poměru síly flexorů kolenního kloubu vůči extenzorům.....	40
Rovnice 2 - Výpočet bilaterálního poměru síly stejné svalové skupiny	40