

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

**POROVNÁNÍ SVALOVÉ SÍLY FLEXORŮ A EXTENZORŮ
KYČELNÍHO KLOUBU MEZI BĚŽCI A NEBĚŽCI**

Diplomová práce

Autor: Bc. Pavlína Holečková

Studijní program: Aplikovaná fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2024

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Bc. Pavlína Holečková

Název práce: Porovnání svalové síly flexorů a extenzorů kyčelního kloubu mezi běžci a neběžci

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Rok obhajoby: 2024

Abstrakt:

Cílem diplomové práce je porovnat svalovou sílu flexorů a extenzorů kyčelního kloubu mezi dospívajícími běžci a neběžci. Výzkumný soubor tvořilo 42 osob ve věku 15 až 18 let, přičemž 22 z nich (průměrný věk 16,05 let \pm 1,05 let) se řadilo do skupiny běžců a 20 jedinců (průměrný věk 16,8 \pm 1,03 let) do skupiny neběžců. Testování jedinců proběhlo na izokinetickém dynamometru Isomed 2000. Pohyb byl prováděn do flexe a extenze kyčelního kloubu dominantní i nedominantní dolní končetiny. Byla měřena aktivita svalu v koncentrické i excentrické svalové kontrakci při úhlové rychlosti 60°/s a 90°/s.

Výsledky ukázaly, že v rámci průměrného vrcholového točivého momentu síly (APT) nebyla nalezena mezi sportovci a nesportovci statistická významnost. Pokud bychom však porovnávali průměrnou maximální svalovou práci (APW), která byla při pohybu vykonána, statisticky významné rozdíly mezi běžci a neběžci bychom zde našli, především při pohybu do extenze v excentrickém režimu kontrakce.

Klíčová slova:

Svalová síla, adolescenti, izokinetická kontrakce, dynamometr, sportovci, nesportovci

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Bc. Pavlína Holečková
Title: Comparison of hip flexor and hip extensor muscle strength between runners and non-runners

Supervisor: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.
Department: Department of Physiotherapy
Year: 2024

Abstract:

The aim of this thesis is to compare hip flexor and hip extensor muscle strength between adolescent runners and non-runners. The study population consisted of 42 individuals aged 15 to 18 years, 22 runners (mean age 16.05 ± 1.05 years) and 20 non-runners (mean age 16.8 ± 1.03 years). Testing of the subjects was performed on an Isomed 2000 isokinetic dynamometer. The movement was performed into flexion and extension of the hip joint of the dominant and non-dominant lower limb. Muscle activity was measured in concentric and eccentric muscle contraction at angular velocities of $60^\circ/s$ and $90^\circ/s$.

The results showed that no statistical significance was found between athletes and non-athletes in terms of average peak torque (APT) strength. However, if we compared the average maximal muscular work (APW) performed during the movement, statistically significant differences between runners and non-runners would be found, especially when moving into extension in the eccentric mode of contraction.

Keywords:

Muscle strength, adolescents, isokinetic contraction, dynamometer, athletes, non-athletes

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

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Amra Zaatara, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 19. dubna 2024

.....

Chtěla bych poděkovat svému vedoucímu diplomové práce Mgr. Amrovi Zaatarovi, Ph.D. za odborný dohled, cenné rady a ochotný přístup. Děkuji také RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statistickém zpracování dat. Za konzultace a věcné připomínky patří mé poděkování i Mgr. Zuzaně Gonosové, Ph.D. V neposlední řadě bych svou vděčnost chtěla vyjádřit všem účastníkům výzkumu. Děkuji za spolupráci, trpělivost a důvěru.

OBSAH

Obsah	7
1 Úvod	10
2 Přehled poznatků	12
2.1 Komplex pánve a kyčelní kloub.....	12
2.2 Svalová síla.....	13
2.2.1 Měření svalové síly.....	14
2.2.2 Extenzory kyčelního kloubu	15
2.2.3 Flexory kyčelního kloubu	15
2.3 Vlastnosti svalu	16
2.4 Typy svalové kontrakce	17
2.5 Izokinetická dynamometrie	17
2.6 Biomechanika běhu.....	19
2.6.1 Stojná fáze	20
2.6.2 Švihová fáze	20
2.6.3 Oblast pánve a kyčelního kloubu	21
2.6.4 Kolenní kloub	22
2.6.5 Hlezenní kloub.....	22
2.6.6 Horní polovina těla.....	23
2.7 Svalová práce v rámci běžeckého cyklu.....	24
2.7.1 Stojná fáze	24
2.7.2 Švihová fáze	25
2.8 Změny v období adolescence	25
2.9 Zranění.....	28
2.10 Dysfunkce kyčelního kloubu na podkladě funkční etiologie.....	29
2.11 Studie	30
3 Cíle.....	34
3.1 Hlavní cíl	34
3.2 Výzkumné otázky	34
4 Metodika.....	35
4.1 Výzkumný soubor.....	35

4.2	Postup měření.....	35
4.2.1	Rozcvičení	36
4.2.2	Průběh izokinetického měření.....	36
4.3	Zpracování dat	37
5	Výsledky.....	38
5.1	Výzkumná otázka 1	38
5.2	Výzkumná otázka 2	39
5.3	Výzkumná otázka 3	42
5.4	Výzkumná otázka 4	44
5.5	Výzkumná otázka 5	46
6	Diskuse.....	49
6.1	Flexe kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců	50
6.2	Extenze kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců	52
6.3	Hodnoty úhlů, kde bylo dosaženo maximální síly.....	54
6.4	Podmínky a limity studie	54
6.5	Význam výsledků v souvislosti s praxí.....	55
7	Závěry	57
8	Souhrn	58
9	Summary.....	59
10	Referenční seznam	61
11	Seznam příloh.....	68

Seznam použitých zkratk:

APT	průměrný vrcholový točivý moment (average peak torque)
APT _a	průměrný vrcholový točivý moment v absolutní hodnotě
APT _r	průměrný vrcholový točivý moment v relativní hodnotě
APW	průměrná maximální práce (average peak work)
APW _a	průměrná maximální práce v absolutní hodnotě
APW _r	průměrná maximální práce v relativní hodnotě
BMI	body mass index
cm	centimetr
DDK	dominantní dolní končetina
kg	kilogram
J	joule
m	sval
ms	milisekundy
NDK	nedominantní dolní končetina
Nm	newtonmetr
s	sekunda
W	watt

1 ÚVOD

Běh patří v dnešní době mezi velmi oblíbenou a rozšířenou pohybovou aktivitu, které se věnují lidé bez ohledu na pohlaví a věk, a to napříč celým světem. Důvodem popularity může být jeho snadná dostupnost či finanční nenákladnost.

Ve Spojených státech se v roce 2011 věnovalo běhu téměř 50 milionů lidí. V Itálii a Mexiku to byla dokonce nejoblíbenější sportovní aktivita v roce 2023 (Statista Research Department, 2024). Pohyb nabízí mnoho benefitů a zlepšuje kvalitu života v několika směrech. Má pozitivní vliv na kardiovaskulární systém, dýchací systém, pomáhá zvyšovat metabolismus, zapojuje různé svalové skupiny, zvyšuje hustotu kostní tkáně a snižuje riziko osteoporózy. Běhání také kladně ovlivňuje mentální zdraví. Je to účinný nástroj prevence, ale i terapie různých psychických stavů (Markotic et al., 2020). Babić et al. (2018) uvádí, že studenti tělesné výchovy mají lepší duševní zdraví a zároveň menší tendenci k psychickým symptomům než studenti zdravotnických škol, u kterých bylo prokázáno, že tráví méně času pohybovou aktivitou.

Kyčelní kloub je klíčovou strukturou pro pohyb dolní končetiny, ale i celého trupu, protože společně s pánví spojuje horní a dolní polovinu těla. Jeho optimální funkce je důležitá nejen u sportujících jedinců, ale i u těch, kteří vykonávají pohybovou aktivitu nepravidelně nebo vůbec. Aktivní i pasivní složky kyčelního kloubu pomáhají udržovat vzpřímený stoj, ale hrají významnou roli i během dynamické zátěže, například při chůzi, běhu či jiném sportu. Přítomnost svalové dysbalance může vést k poruše biomechaniky pohybu, což zvyšuje pravděpodobnost rizika zranění. Svalová nevyváženost může mít vliv i na celkové držení těla a koordinaci pohybu, která v případě, že je zhoršená, může vést k neefektivnímu a energeticky náročnějšímu pohybu. V období dospívání se tyto faktory mohou projevit ve větší míře z důvodu intenzivního růstu a vývoje. Biomechanika pohybu a následně sportovní výkon tedy může být u dospívajících ovlivněn mnohem více než u dospělých jedinců.

Mezi hlavní faktory ovlivňující sportovní výkon a efektivitu pohybu patří svalová síla, především síla flexorů a extenzorů kyčelního kloubu, které mají klíčovou úlohu při udržení stability a koordinace těla při běhu. Lehnert et al. (2010) zmiňují, že svalová síla je podstatnou součástí sportovního výkonu v každém sportovním odvětví. To platí i v případech, kde pro podání sportovního výkonu je rozhodujícím faktorem jiná motorická schopnost.

Svalová síla hraje ve věku adolescence také velmi podstatný význam. Rozpoznání rizikových faktorů a nedostatků ve svalové síle může přispět k optimalizaci výkonu daného jedince a k prevenci sportovních zranění. Běh je nekontaktním sportem, proto zde převažují zranění pramenící z přetížení. Mladí jedinci v období růstu jsou ke vzniku zranění více náchylní než dospělí. Během puberty a adolescence dochází k rychlému růstu kostí a svalů, což může

způsobit nevyvážené napětí v oblasti kloubů a šlach. U kostí nejsou uzavřeny růstové chrupavky, které mohou být více predisponovány k poškození při úrazech.

Síla svalu není důležitá pouze u sportovců, ale také u nesportující nebo rekreačně sportující populace bez ohledu na věk. Kučera et al. (2011) uvádí, že k zahájení fyzického pohybu, ať už se jedná o aktivitu rychlostní, vytrvalostní či obratnostní, je potřeba startovací síla, která dosahuje až k 50 % absolutní síly.

U dospělých sportovců věnující se běhu jsou flexory kyčelního kloubu silnější než u těch, kteří se sportu nevěnují. Jak je ale zmíněno výše, adolescentní organismus je stále v procesu vývoje nejen svalové síly, ale i ostatních aspektů. Nabízí se tedy otázka, zda už v nedospělém věku bude svalová síla flexorů a extenzorů kyčelního kloubu významnější u běžců než u těch, kteří pravidelné běžecké tréninky nepodstupují.

Teoretická část diplomové práce shrnuje poznatky o svalu a jeho vlastnostech, typech svalové kontrakce. Dále popisuje biomechaniku běhu a práci svalů při této cyklické pohybové aktivitě. Součástí teoretické části budou i základní poznatky o izokinetickém dynamometru a souhrn dosavadního přehledu studií, které se zajímaly o svalovou sílu v oblasti kyčelního kloubu v sagitální rovině. Cílem praktické části práce je zhodnotit a následně porovnat hodnoty naměřené na izokinetickém dynamometru Isomed 2000 mezi sportující a nesportující skupinou dospívajících. Výsledky by měly přispět k lepšímu porozumění vztahu mezi svalovou silou flexorů a extenzorů kyčelního kloubu a frekvencí pohybové aktivity, konkrétně běhu, u zdravých adolescentních jedinců. Získané výsledky měření budou po analýze a zhodnocení diskutovány pro případné použití do praxe. Úkolem naměřených hodnot bude také rozšířit dosavadní data o této problematice, kterých je nedostatečné množství.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Komplex pánev a kyčelní kloub

Kyčelní kloub představuje největší kloub lidského těla, který spojuje trup a dolní končetiny. Umožňuje pohyb ve třech rovinách, což je klíčové pro plynulost a efektivitu v rámci aktivit běžného denního života, ale i při různých sportech. Jeho prioritní funkcí je stabilita, avšak velký důraz je kladen i na dostatečný rozsah pohybu. Pro správný vývoj kyčelního kloubu je důležité, aby byl tlakově zatěžován a díky adaptaci na zátěž proběhla co nejideálnější formace acetabula pánevní kosti pro hlavici femuru. Aktivita a tah svalů pro optimální postavení hlavice vůči jamce se formuje už v kojeneckém věku.

Kyčelní kloub je až do druhého roku života téměř ideální kulový, tedy kloub s potenciálně velkou pohyblivostí. Později vytváří propojení kyčelního kloubu s pánevní kostí poměrně pevný, ale zároveň pružný prstenec, který je podepřen hlavicemi stehenních kostí. Přes tuto strukturu je přenášena hmotnost trupu na dolní končetiny. Celý komplex pánevních kostí nemůže ležet v horizontální rovině, protože by to bylo z ekonomického hlediska nevýhodné. Pánev je proto u člověka skloněná přední částí dolů a dozadu, tedy do antevertze (Dylevský, 2021).

Pánev spolu s kyčelním kloubem významně přispívají k udržování vzpřímeného držení těla ve stoji tím, že pomocí nepřetržité svalové činnosti zajišťují rovnováhu a za fyziologických podmínek se pohybují společně. Tento koordinovaný pohyb se označuje jako pelvifemorální rytmus a je klíčový pro správnou funkci dolních končetin a celkovou pohybovou koordinaci (Hamill et al., 2015).

V oblasti pánve můžeme pozorovat pohlavní rozdíly. Obecně lze říci, že větší pánevní rozměry nalezneme u žen. Sedací hrboly jsou od sebe více vzdáleny a lopaty kosti kyčelní se více rozestupují. Symfýza je nižší a promontorium vyčnívá méně. Horní okraje pánve tvoří příčně oválný tvar (Čihák et al., 2001). Pánev u žen je také ovlivněna hormonálními změnami, které mají dopad na její menší stabilitu. Širší pánev umožní větší rozsah pohybu kyčelních kloubů do rotace.

Mužská pánev je užší a vyšší, sedací hrboly jsou blíže k sobě, kostrč je méně pohyblivá, lopaty kosti kyčelní se méně rozestupují a horní okraj pánve nemá oválný tvar, ale spíše srdčitý (Čihák et al., 2001). Pánev u mužů je tedy stabilnější, a to i z důvodu silnějších svalových a vazivových struktur, než jaké nacházíme u žen. Užší pánev naopak může vést k menšímu rotačnímu pohybu kyčelního kloubu ve fázi odrazu dolní končetiny od podložky.

2.2 Svalová síla

Síla se definuje jako schopnost překonávat, udržovat nebo brzdit odpor svalovou kontrakcí při dynamickém nebo statickém režimu svalové činnosti. V průběhu sportovního výkonu nejde jen o velikost síly, ale často o rychlost jejího vyvinutí nebo opakovaného vyvíjení. Z tohoto důvodu by měl trénink svalové síly vycházet z požadavků daného sportu (Lehnert et al., 2010).

Svalová síla závisí na několika faktorech. Prvním z nich je počet svalových vláken. Zde platí, že čím více jich sval má, tím větší sílu je schopný vyvinout. Počet svalových vláken můžeme zjistit z magnetické rezonance nebo pomocí výpočtu (hmotnost svalu/střední délka svalu). Dalším faktorem ovlivňující sílu svalu je počet aktivovaných motorických jednotek, tedy skupin svalových vláken, které jsou inervované jedním motoneuronem. Interakce elastické složky svalu a šlachy tvoří třetí faktor, který ovlivňuje svalovou sílu. Silové napětí v místě úponu je dáno vzájemným působením aktinu a myozinu, ale také napětím elastických složek svalu a šlachy, kdy největší přírůstek elastické síly je při maximálním protažení svalu (Opočenský, 2014).

Zdá se, že svalová síla je ovlivněna i typem svalových vláken, která jsou až z 90 % předurčena geneticky. Typ I (slow oxidative) jsou pomalá oxidační vlákna s vysokým obsahem myoglobinu, velkou oxidační kapacitou a pomalou unavitelností. Uplatňují se především při vytrvalostních aktivitách nižší intenzity. Typ II A (fast oxidative glycolytic) jsou rychlá oxidační glykolytická vlákna se střední oxidační kapacitou, vysokou glykolytickou kapacitou, rychlou kontrakcí a střední unavitelností. Uplatňovány jsou nejvíce při středních a submaximálních intenzitách, kdy je energetická úhrada aerobní i anaerobní. Třetím typem jsou vlákna II B (fast glycolytic). Tato vlákna disponují nízkou oxidační kapacitou, ale nejvyšší glykolytickou kapacitou. Rychle se kontrahují, ale jsou i časně unavitelná. Zapojují se nejvíce při silových a rychlostních výkonech maximální intenzity s převahou anaerobního energetického metabolismu (Jančík et al., 2006). Všechny svaly se skládají z obou typů svalových vláken. Průměrný dospělý má zhruba stejné množství rychlých i pomalých svalových vláken, zatímco někteří elitní sportovci mohou mít až 70 % určitého typu dle příslušného typu sportu. Na množství určitého typu nemá vliv pouze charakter pohybové aktivity, ale i genetika, pohlaví nebo věk (Kiikka, 2020).

Současná metaanalýza (Nuzzo, 2024) poukazuje na to, že existují rozdíly v typech svalových vláken mezi muži a ženami. Muži vykazují větší plochy průřezu pro všechny typy svalových vláken, větší procento distribuce a plochy rychlých svalových vláken. U žen jsou naopak ve větším procentu zastoupena z hlediska distribuce a plochy pomalá svalová vlákna. To může pomoci vysvětlit větší svalovou sílu a výkon u mužů a lepší svalovou vytrvalost u žen.

Trénink svalové síly má pozitivní vliv nejen v období dospělosti, ale i v dětském věku a v období dospívání. Například studie z roku 2022 (Sommerfield et al.) porovnávala vztah mezi maximální silou, sportovním výkonem a pohybovými dovednostmi u dívek v dospívajícím věku. Závěry studie potvrzují, že skupina mladých žen, které vykazovaly větší svalovou sílu, měly lepší časy při sprintu a dosahovaly lepších výsledků i v dalších pohybových dovednostech než dívky, které disponovaly menší svalovou silou.

Suchomel et al. (2016) kladou důraz na to, aby v rámci tréninkových plánů byly zaváděny dlouhodobé strategie pro rozvoj silových schopností se zaměřením na daný typ sportu. Svalová síla silně koreluje s motorickými dovednostmi jako jsou například výskoky, sprinty a rychlé změny směru, v neposlední řadě snižuje riziko zranění.

Při plánování silového tréninku je základním principem objasnit, kterého biologického adaptačního působení (hypertrofie, neuronální aktivace, silová vytrvalost) chceme dosáhnout (Hohmann et al., 2010).

Ačkoliv je zřetelné, jak je silový trénink významný a jaké má benefity, platí to pouze v případě, že máme adekvátně nastavený tréninkový plán pro rozvoj silových schopností. Chyby, které se v tréninku síly objevují, mohou mít za následek stagnaci sportovní výkonnosti nebo zdravotní problémy spojené s přerušением sportovní přípravy či ukončením sportovní kariéry. Cílem tréninku zaměřeného na ovlivňování síly je především vytvořit optimální silový potenciál pro podání sportovního výkonu (Lehnert et al., 2010).

2.2.1 Měření svalové síly

Pro měření svalové síly se používá metoda zvaná dynamometrie, která má dvě formy, izometrickou a izokinetickou. Oba typy dynamometrie se obvykle používají v laboratorních podmínkách. Dnes se v klinické praxi pro hodnocení svalové síly nejčastěji využívá Jandův svalový test, popřípadě jednoduchá měření pomocí přenosných tenzometrů a ručních dynamometrů (handgripů). Izometrická dynamometrie je založena na měření izometrické svalové kontrakce. Při ní roste svalové napětí, ale nedochází ke změně délky svalu. Tato forma měření nám poskytuje informace nejen o maximální izometrické síle, ale umožňuje také sledování dynamografické křivky neboli změny síly v čase. Izokinetický dynamometr je robustní, technicky a ekonomicky nákladný přístroj, který měří sílu v celém rozsahu pohybu za určité konstantní rychlosti (Bernaciková, 2012; Kolář & Máček, 2015). Tato forma dynamometrie bude blíže zmíněna v kapitole 2.5.

2.2.2 Extenzory kyčelního kloubu

V oblasti kyčelního kloubu je extenzorová skupina schopna generovat největší sílu, a to především díky nejmohutnějšímu svalu v těle m. gluteus maximus, který má zároveň největší průměr na průřezu svalu. Synergisté jsou zadní vlákna m. gluteus medius a minimus, m. adductor longus. Hamstringové svaly jsou druhou velkou skupinou, která se podílí na extenzi kyčle, především při chůzi. Naopak m. gluteus maximus je nezbytný pro extenzi v kyčli při pohybu, kde je přítomen větší rozsahu pohybu, tedy například při běhu (Kapandji, 1991). Síla extenze je maximální v případě, že je kyčelní kloub flektován do 90° a snižuje se zhruba na polovinu, jakmile se úhel flexe blíží 0°, tedy neutrální pozici v kyčli (Hamill et al., 2015).

Celková svalová síla extenzorové skupiny svalů kyčle dosahuje hodnot až 1176 newtonů (Dylevský, 2021).

Přestože je m. gluteus maximus nejsilnější sval v těle, který nám umožňuje udržet vzpřímený postoj, je velmi náchylný k oslabení, což negativně ovlivňuje sportovní výkon a zvyšuje náchylnost jedince ke zranění (Buckthorpe et al., 2019).

2.2.3 Flexory kyčelního kloubu

Svalová síla do flexe kyčelního kloubu je primárně vytvářena pomocí mohutného m. iliopsoas. Dále se na pohybu participuje m. sartorius, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae. Hamill et al. (2015) uvádí, že ztráta funkce m. rectus femoris snižuje svalovou sílu do flexe kyčle až o 17 %.

Mezi další svaly podílející se na flexi kyčelního kloubu, přestože to není jejich primární funkce, se řadí m. pectineus, m. adductor longus, m. gracilis nebo přední vlákna gluteových svalů.

Flexe v kyčelním kloubu je velmi důležitá pro sprintery, překážkáře či skokany do výšky. Elitní sportovci mají oproti nesportovcům silnější svaly v oblasti kyčle, ale i břišní svaly. Bylo prokázáno, že únava flexorů kyčelního kloubu při běhu může změnit mechaniku pohybu a vést ke zranění. Proto je důležité, aby flexory a extenzory kyčle byly z hlediska síly, ale i z hlediska flexibility vyvážené a tím kontrolovali antero-posteriorní postavení pánve (Hamill et al., 2015).

2.3 Vlastnosti svalu

Svalová tkáň je velmi pružná a dokáže se natáhnout nebo zkrátit při poměrně vysokých rychlostech, aniž by došlo k jejímu většímu poškození. Stav a výkonnost svalové tkáně při různých zátěžích a rychlostech určují čtyři faktory. Dráždivost, kontraktilita, roztažitelnost a pružnost (Hamill et al., 2015).

- Dráždivost neboli excitabilita je schopnost reagovat na různé stimuly, která je u svalů zajištěna pomocí motorického neuronu. Kosterní svalová tkáň je jednou z nejsilnějších tkání v těle a po nervové tkáni nejcitlivější. Díky tomu, že je vzrušivá, se může kosterní sval rychle zapojit a zároveň mít pod kontrolou, kolik a která svalová vlákna budou stimulována pro daný pohyb.
- Kontraktilita je schopnost svalu vytvářet napětí a v případě, že je dostatečně stimulován, tak se zkrátit. Některé kosterní svaly se dokáží zkrátit o 50 % až 70 % své klidové délky, přičemž průměr je asi 57 %.
- Roztažitelnost znamená schopnost svalu se natáhnout a prodloužit tak klidovou délku svalu. Aby k prodloužení došlo, je potřeba aktivita jiného svalu nebo jiné vnější síly.
- Elasticita je schopnost svalového vlákna vrátit se po protažení zpět do původní klidové délky. Tento parametr závisí na množství vazivové tkáně ve svalu. Pokud jsou vazy tvořeny z větší části kolagenem, mají menší elasticitu a po protažení nejsou schopny se oproti svalové tkáni vrátit na původní klidovou délku. To může způsobit ochablost v okolí kloubu. Pokud se dostane svalová tkáň do přílišného natažení, roztrhne se.

Bartlett (2007) uvádí, že jakmile svalové vlákno či samotný sval vyvine napětí, oba konce svalového vlákna (svalu) mají tendenci se pohybovat. Zda k těmto pohybům skutečně dojde závisí na odporu k pohybu a na činnosti ostatních svalů. Jakmile ve svalu vznikne napětí, má vliv i na ostatní okolní struktury včetně kloubů, které protíná. Z tohoto důvodu působí svaly při provádění určitého pohybu společně a zároveň každý sval má svojí funkci. To je jeden z důležitých rysů koordinovaného pohybu. Svaly, které přímo vyvolávají pohyb koncentrickou kontrakcí nazýváme jako agonisty. Antagonisté jsou svaly vykonávající opačný pohyb než specifický agonisté. Jejich úlohou je se uvolnit, zatímco se stahují agonisté.

2.4 Typy svalové kontrakce

Klasifikace typů svalové kontrakce je poměrně nejednotná. Podle současných znalostí je opodstatněné rozdělení vycházející z charakteristiky vnější zátěže, směru pohybové akce a rozsahu kontrakce. Podle těchto parametrů rozlišujeme izokinetickou kontrakci a izometrickou kontrakci (Dylevský, 2021).

- Izokinetické smrštění svalu je takový stah svalu, při kterém stále probíhá pohyb a mění se vzdálenost začátku a úponu svalu. Izokinetická kontrakce může být buď koncentrická nebo excentrická. Koncentrické zkrácení svalu je charakteristické zvětšením objemu svalového bříška a skutečným zkrácením svalu. Sval při tomto typu zkrácení vykonává pozitivní práci a svalová síla působí ve stejném směru jako pohybující se segment těla. Výsledkem koncentrického smrštění svalu je nejen pohyb prováděný stálou rychlostí, ale prováděný i s urychlením, akcelerací pohybu. Při excentrickém zkrácení se svalové úpony vzdalují a sval se prodlužuje. Výsledkem je stejně jako při koncentrické kontrakci pohyb, ale převážně brzdící, decelerační.
- Izometrické smrštění svalu je takový stah svalu, při kterém není generován pohyb a vzdálenost začátku a úponu svalu se nemění, ale zvyšuje se napětí uvnitř svalu.

Lehnert et al. (2010) zařazuje do základního dělení svalové činnosti i kontrakci plyometrickou. V případě této svalové činnosti je excentrická kontrakce následována okamžitě (zhruba do 250 ms) kontrakcí koncentrickou. Tento typ dynamické kontrakce umožní získat vysoké množství energie pro koncentrickou akci a je typické pro mnoho sportů vyžadující rychlé, dynamické provedení pohybů, jako je odraz nebo hod.

2.5 Izokinetická dynamometrie

Pojem „izokinetika“ označuje situaci, ve které se sval nebo svalová skupina aktivuje proti kontrolovanému přizpůsobujícímu se odporu, který zapřičiňuje, že se končetina pohybuje konstantní rychlostí v předepsaném rozsahu pohybu (Dvir, 2004).

Izokinetická dynamometrie představuje hodnocení dynamické svalové síly pomocí měření kloubního momentu, který je vyvíjen při pohybech konstantní úhlovou rychlostí. Izokinetické dynamometry se používají nejen v oblasti rehabilitace, ale mají široké uplatnění i u sportovců. Dokážou stanovit aktuální svalovou sílu, ale slouží i k detekci svalových dysbalancí nebo

svalovému oslabení. Můžou se využít jako nástroj v rámci prevence zranění nebo můžou suplovat tréninkovou pomůcku, přestože nekopírují rychlost pohybu při sportu. Lze je také použít při sledování a hodnocení postupu rehabilitace po zranění (Bartlett, 2007; Payton et al., 2008). Izokinetické měření lze využít i u obézní populace (Koushyar et al., 2017) nebo u seniorů (Borges et al., 2015).

Svalová síla je definována jako maximální síla (v N) nebo točivý moment (v Nm) vyvinutý při maximální dobrovolné kontrakci za daných podmínek. Svalovou sílu lze také zaznamenat v různých kontrakčních režimech, tedy izometrický, koncentrický, ale i excentrický kontrakční režim. Tělesná velikost byla uznána za důležitý faktor, který ovlivňuje svalovou sílu (Jaric, 2002).

Pasivní izokinetické dynamometry pracují buď s elektromechanickými, nebo hydraulickými komponenty. U těchto přístrojů se odpor vyvíjí pouze jako reakce na působící svalový moment, a proto je lze použít pouze pro koncentrické pohyby. Elektromechanické dynamometry s aktivním mechanismem umožňují koncentrické a excentrické pohyby s konstantní úhlovou rychlostí (Bartlett, 2007).

Na výsledku měření se kromě fyziologických a mechanických faktorů podílejí i faktory psychologické. Motivace a spolupráce jedince je při izokinetickém testování nezbytná. Velmi důležité je také seznámení dotyčného s průběhem měření a věnovat dostatečný čas na rozeřtání a rozcvičení před testováním. Než se přejde k samotnému měření, měl by si proband vyzkoušet několik cvičných opakování. Subjekt je instruován, aby tlačil co nejsilněji a co nejrychleji proti pohybu dynamometru, který klade odpor podle potřeby tak, aby se udržela konstantní přednastavená rychlost. Velikost odporu potřebného k vyrovnání síly měřené osoby se zaznamená jako hodnota točivého momentu (torque). Pokud je hodnocena síla, volí se nižší úhlová rychlost (30°/s, 60°/s). Naopak vyšší úhlová rychlost (180°/s, 210°/s) se využívá spíše v případě, kdy se testuje vytrvalost. Získávání a analýza dat se zdokonalily použitím počítačových systémů propojených s izokinetickými dynamometry. Nedávno vyvinuté počítačové systémy umožňují korekci gravitačních a setrvačných chyb, přesný výpočet izokinetických parametrů a zobrazení výstupního točivého momentu v reálném čase (Reddy & Madhavi, 2014).

Je překvapivé, že vzhledem k důležitosti kyčelního kloubu v rámci lokomoce a držení těla, je kyčelní kloub stejně jako kloub loketní v oblasti izokinetického výzkumu opomíjen (Dvir, 2004).

Pro lepší reprodukovatelnost výsledků izokinetického hodnocení flexorů a extenzorů kyčelního kloubu se doporučuje dodržovat následující parametry. Výchozí pozice při testování by měla být leh na zádech, přičemž osa dynamometru musí být zarovnána s velkým trochanterem stehenní kosti. Poloha ramene páky musí být co nejdálněji v oblasti stehna. Pro koncentrické i excentrické svalové kontrakce platí, že úhlová rychlost použitá k analýze vrcholového točivého momentu (peak torque) a svalové práce (muscle work) byla 60°/s, zatímco

pro vyhodnocení svalové síly (muscle power) byla úhlová rychlost $180^\circ/\text{s}$ (Zapparoli & Riberto, 2017).

Izokinetický maximální točivý moment se využívá jako ukazatel svalového točivého momentu, který lze použít v dynamických podmínkách. Obvykle se vyhodnocuje ze dvou až šesti maximálních opakování a bere se jako maximální jednotlivý točivý moment naměřený během těchto opakování. Maximální točivý moment závisí na úhlové poloze kloubu. Tento parametr je ovlivněn úhlovou rychlostí. S rostoucí úhlovou rychlostí má tato poloha tendenci nastat později v rozsahu pohybu a ne v mechanicky optimálním kloubním pohybu (Bartlett, 2007).

2.6 Biomechanika běhu

Běh je stejně jako chůze cyklická aktivita, při které je krok následován dalším krokem v souvislém vzoru. V rámci běžeckého cyklu definujeme krok začátkem dopadu jedné dolní končetiny a ve chvíli, kdy se ta samá dolní končetina dotkne podložky podruhé, krok končí (Bartlett, 2007).

Běh vychází z pohybového stereotypu chůze a při jeho realizaci se zapojují stejné svalové skupiny. Hlavní rozdíl je v akcentaci zapojení angažovaných svalových skupin (Dylevský, 2021). Běžecký cyklus se vyznačuje tím, že jsou současně v jednom okamžiku cyklu obě chodidla mimo podložku. Této fázi říkáme letová fáze. V cyklu chůze takový moment nenajdeme, protože je charakterizovaná současným kontaktem obou chodidel s podložkou (Puleo & Milroy, 2022).

V běžeckém cyklu rozpoznáváme stojnou fázi a švihovou fázi. V případě, že je jedna dolní končetina ve stojné fázi, druhá dolní končetina se nachází ve fázi švihové a naopak. Poměr stojné a švihové fáze v průběhu běžeckého cyklu je přibližně 35-40 % ku 65-60 %. Se zvyšující se rychlostí dochází ke zkrácení stojné fáze a fáze švihové se naopak prodlužuje (Bizovská et al., 2023; Puleo & Milroy, 2022).

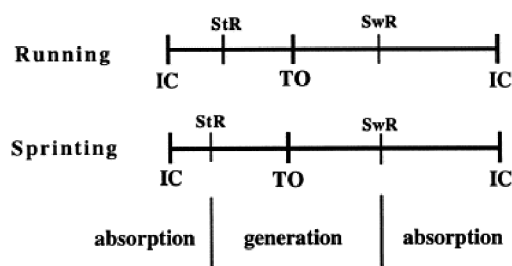
Při každém došlapu působí chodidlo na podložku a zároveň podložka na chodidlo silou stejné velikosti, ale opačného směru. Ačkoliv se reakční síla podložky (GRF = ground reaction force) šíří celým tělem, je absorbována převážně nohou, která ji později využije do dalšího odrazu chodidla. Směr a velikost reakční síly podložky ovlivňuje pozici a zrychlení běžcova těžiště. Ke zrychlení přispívá i flexe trupu a pánve. Způsob, jakým se reakční síla podložky distribuuje tělem, záleží na způsobu dopadu a na místě dopadu chodidla vzhledem k těžišti. Pokud děláme delší kroky, jsou vyvolány větší brzdící síly (Napier, 2022; Novacheck, 1998).

Bez ohledu na rychlost běhu se v cyklu střídají období zrychlení a zpomalení. Nazýváme je absorpce a generace. Během absorpce klesá těžiště těla ze své maximální výšky, již dosáhlo při

letové fáze. Toto období je rozděleno počátečním kontaktem na absorpci ve fázi švihů a absorpci ve fázi postoje (Obrázek 1). Zhruba od poloviny fáze stoje se začíná generovat energie, kterou je končetina poháněna a kterou po odlepení prstů od země využije do švihové fáze. Při druhé polovině švihové fáze začíná další období absorpce (Novacheck, 1998).

Obrázek 1

Běžecský cyklus (zdroj: Novacheck, 1998)



Poznámka. IC = iniciální kontakt chodidla se zemí; TO = odlepení palce nohy od země; StR = stojná fáze; SwR = švihová fáze

2.6.1 Stojná fáze

Stojná fáze začíná došlapem nohy na zem a končí odrazem chodidla od podložky. Můžeme ji rozdělit na tři dílčí části. Nejprve dochází k počátečnímu kontaktu chodidla se zemí, poté následuje fáze střední opory, což je chvíle od došlapu po odlepení paty. V momentě, kdy se pata začíná odlepovat od země nastává třetí fáze, kterou nazýváme odraz či propulze (Bartlett, 2007).

Během první poloviny stojné fáze klesá těžiště těla. Klouby jsou ve flexi, zatímco viskoelastické tkáně uvnitř nohy, jako je například Achillova šlacha, se pod tíhou klesající hmoty těla natahují a ukládají energii GRF. Ve fázi střední opory nastává přechod z prvotní brzdné fáze do fáze generující odrazovou sílu. Tělo tedy přechází z fáze absorpce GRF k uvolnění recyklované energie. V tento moment je vertikální reakční síla podložky maximální a natahuje svaly a šlachy nohy. Těžiště těla je ve fázi střední opory stoje nejniž. Ve druhé polovině stojné fáze se nahromaděná energie uvolňuje a akceleruje těžiště vzhůru (Napier, 2022).

2.6.2 Švihová fáze

Po stojné fázi následuje fáze švihová, která začíná v momentě, kdy noha opustí zem.

Při odrazu se kyčelní a kolenní kloub extendují a kotník je v plantární flexi, čímž dodává tělu energii k odrazu. V okamžiku odlepení chodidla od země v maximální plantární flexi, jsou kyčel a koleno v maximální extenzi a tělo pohánějí vpřed (Napier, 2022).

Počáteční letová fáze (začátek fáze švihů) končí dotykem kontralaterální končetiny s podložkou. Poté nastává mezišvih. Po ukončení kontaktu kontralaterální končetiny s podložkou následuje závěrečná část švihové fáze, tedy konečná letová fáze, která trvá až do opětovného počátečního kontaktu končetiny s podložkou (Bizovská et al., 2023). Švihová fáze končí došlapem neboli absorpcí, kterým také začíná další stojná fáze.

Obecně platí, že jak rychlost běhu roste, počáteční kontakt chodidla se zemí se mění ze zadní nohy na přední nohu. Tím se obvykle vyznačuje rozdíl mezi během a sprintem. Asi 80 % dálkových běžců běhá s počátečním kontaktem chodidla v zadní části nohy. Elitní sprinteři běhají s počátečním kontaktem přední části chodidla a zadní část chodidla se nemusí nikdy dotknout země (Novacheck, 1998).

2.6.3 Oblast pánve a kyčelního kloubu

Nejpatrnější rozdíl v sagitální rovině oproti chůzi je větší flexe trupu a ventrální klopení pánve. Pokud porovnáme pomalý a rychlý běh, pohyb pánve je v obou případech velmi podobný a s vyšší rychlostí se o tolik nezvětšuje. Je to dáno snahou minimalizovat pohyb pro úsporu energie a zachování efektivity pohybu (Novacheck, 1998).

Ve frontální rovině můžeme pozorovat rozsah pohybu pánve pouze kolem 10°. Na začátku běžecského cyklu se v této rovině nachází v podstatě v neutrální poloze. Ve druhé polovině stojné fáze dochází k poklesu pánve směrem ke stojné dolní končetině, přičemž k maximálnímu poklesu dochází ke konci stojné fáze. Ve chvíli začátku švihů, tedy letové fáze, je pánev nejvíce zešíkmena. Následně se začíná zvedat, aby získala prostor pro dolní končetinu ve švihové fázi. V průběhu konečné letové fáze se pánev opětovně vrací do neutrální pozice (Bizovská et al., 2023; Novacheck, 1998).

V transverzální rovině se pánev během iniciálního kontaktu chodidla se zemí nachází v maximální rotaci vzad (zevní rotace) a po celou dobu stojné fáze tato rotace vzad přetrvává. Ve švihové fázi dochází k rotaci pánve vpřed (vnitřní rotace), přičemž maximální rotaci vpřed zaznamenáváme v polovině švihové fáze a slouží k prodloužení kroku (Bizovská et al., 2023).

Pohyb v kyčelním kloubu v sagitální rovině je v rámci běžecského cyklu obdobný jako u cyklu chůze. V momentě iniciálního kontaktu chodidla s podložkou se kyčel nachází ve flexi, během stojné fáze přechází do extenze, přičemž maximum extenze dosahuje na konci stojné fáze běžecského cyklu. Na začátku švihové fáze pokračuje kyčelní kloub v extenzi, zhruba do chvíle, kdy je kolenní kloub v maximální flexi, poté jde kyčelní kloub do flexe (Bartlett, 2007). Flekční maximum se nachází zhruba v 80 % běžecského cyklu. V terminální fázi švihů probíhá

mírná extenze kyčelního kloubu a tím se dolní končetina připravuje k prvotnímu kontaktu s podložkou (Bizovská et al., 2023). Se zvyšující se rychlostí dochází k většímu rozsahu do flexe kyčelního kloubu a tím pádem k delšímu kroku (Novacheck, 1998).

Kyčelní kloub ve frontální rovině zrcadlí pohyb pánve a spolu s lumbopelvicickým pohybem participují na oddělení pohybu dolních končetin a horní poloviny těla, především ramenních pletenců a hlavy. Minimální pohyb trupu a hlavy umožňuje kvalitnější rovnováhu při běhu (Novacheck, 1998). Ve stojné fázi běžeckého cyklu se kyčel nachází v addukci, ve švihové přechází do abdukce, ze které se vrací do addukce v konečné letové fázi. Kyčelní kloub je po celou dobu běžeckého cyklu ve vnitřní rotaci a maximum této rotace dosahuje během švihové fáze (Bizovská et al., 2023).

2.6.4 Kolenní kloub

Kolenní kloub je při iniciálním kontaktu chodidla se zemí obvykle mírně flektováno, aby se tlumil náraz při dopadu. Tato flexe je přítomna, až do chvíle, dokud se nenachází kyčel zhruba nad kotníkem (Bartlett, 2007). V první polovině stojné fáze dochází k prvnímu maximu flexe o velikosti přibližně 45°. Při rychlém běhu je absorpční doba kratší a kolenní kloub se méně flektuje. Po přechodu do propulzní fáze stojí jde kolenní kloub do extenze, přičemž maxima dosáhne ke konci oporné fáze. Během švihu opět přechází do flexe s tím, že druhého flekčního maxima je dosaženo zhruba v 80 % běžeckého cyklu. Jeho velikost se v závislosti na rychlosti běhu může pohybovat mezi 85° a 130°, zatímco při chůzi je to do 60°. Vyšších hodnot flexe je dosaženo vyšší rychlostí běhu. Ve frontální rovině je kolenní kloub, stejně jako hlezenní kloub omezen kolaterálními vazy a rozsah pohybu dosahuje pouze do 20°, stejně jako v rovině transverzální (Bizovská et al., 2023; Novacheck, 1998).

2.6.5 Hlezenní kloub

V sagitální rovině je kinematika hlezenního kloubu nejvíce ovlivněna tím, jak vypadá iniciální kontakt chodidla s podložkou. V případě, že se koná první kontakt zadonožím, je hlezenní kloub v sagitální rovině v neutrální poloze a přibližně v polovině stojné fáze dochází k maximální dorzální flexi. Ve druhé polovině stojné fáze dorzální flexe hlezna přechází do plantární, která je přítomna i v počáteční letové fázi. Ve fázi mezi-švihu nastává druhé maximum dorzální flexe, přičemž postavení dorzální flexe trvá až do konce běžeckého cyklu. Při počátečním kontaktu přední částí nohy je hlezenní kloub v dorzální flexi. Maximum dorzální flexe nastává ve

stojné fáze dříve a jeho velikost je menší než při počátečním kontaktu realizovaném zadonožím. Při přechodu do švihů přechází hlezno do plantární flexe a zůstává v ní až do pozdní letové fáze, kdy se vrací do neutrální polohy až mírné dorzální flexe. U elitních sprinterů probíhá generace energie spíše v kyčelních a kolenních kloubech, proto hlezenního kloub, který je při iniciálním kontaktu v plantární flexi, setrvává v této pozici po většinu běžeckého cyklu. V dalších rovinách není pohyb hlezenního kloubu výrazný, ve frontální rovině s rozsahem do 10° a v transverzální rovině, kde probíhá pronace a supinace, kolem 20° ; Novacheck, 1998).

V ideálním případě dochází při kontaktu nohy s podložkou, tedy během absorpční fáze, v malé míře k pronaci. Pronace pomáhá tlumit náraz při došlapu jeho rozložením na celou plochu chodidla ve fázi střední opory (Puleo & Milroy, 2022). Při následné fázi generace noha supinuje, čímž poskytuje stabilní páku pro odtlačení nohy od podložky. Tento pohyb chodidla kontroluje m. tibialis posterior (Novacheck, 1998).

Noha, která není v pronaci, není tak dobře připravena ve fázi střední opory tlumit náraz při došlapu, protože v kontaktu s podložkou je pouze její vnější část. Tento biomechanický aspekt obvykle vede k chronicky zvýšenému napětí Achillovy šlachy, zadní strany lýtky, bolesti zevní strany kolenního kloubu a zvýšenému napětí iliotibiálního traktu. Naopak příliš pronované chodidlo ve fázi střední opory může být příčinou bolesti holenní kosti, zranění bérce a bolesti na vnitřní straně kolenního kloubu, protože holenní kost je ve vnitřní rotaci (Puleo & Milroy, 2022).

2.6.6 Horní polovina těla

Ačkoliv jsme řešili primárně pohyby v oblasti dolních končetin, horní polovina těla je také velmi důležitou součástí, která se podílí na stabilitě během pohybu. Horní končetiny pomáhají udržovat rovnováhu tím, že vyvažují nejen samotný trup, ale i protilehlou dolní končetinu (Puleo & Milroy, 2022). Jako osa otáčení mezi těmito protichůdnými pohyby horních a dolních končetin funguje pánev. Pokud je pravá dolní končetina ve fázi středního švihů, tedy maximálně před tělem, levé rameno je také vpřed, přičemž pánev je v neutrálním postavení (Novacheck, 1998). Pokud by se tělo vychylovalo do stran, běh se stává méně ekonomický a zvyšuje náročnost pohybu pro běžce. Důležitou komponentou jsou i svaly středu těla. Ty pracují stejně během stojné i švihové fáze a společně s horními končetinami zajišťují stabilitu horní poloviny těla, která umožňuje rotaci pánve v jejím fyziologickém rozsahu (Puleo & Milroy, 2022).

Teng & Powers (2016) upozorňují v rámci držení trupu v sagitální rovině i na souvislost se svalovou silou extenzorů kyčelního kloubu. Běžci, kteří mají slabší tuto skupinu svalů kyčle používali vzpřímenější držení trupu, aby se minimalizovali nároky na extenzory kyčle. Tato

strategie vedla k přetěžování extenzorů kolenního kloubu, což může následně vést ke zranění. Naopak pokud je svalová síla extenzorů kyčelního kloubu dostatečně velká, trup je v sagitální rovině nakloněn více dopředu a na extenzory kolene nejsou kladeny při běhu tak vysoké požadavky.

Ke lepšímu zapojení svalové síly extenzorů kyčelního kloubu přispívá i dostatečné zvýšení intraabdominálního tlaku (Tayashiki et al., 2021).

2.7 Svalová práce v rámci běžeckého cyklu

2.7.1 Stojná fáze

Než dojde k iniciálnímu kontaktu chodidla s podložkou (posledních 20 % švihové fáze) je m. quadriceps femoris, zejména jeho část m. rectus femoris, intenzivně aktivován. Excentrická kontrakce m. quadriceps femoris, m. gastrocnemius a m. tibialis anterior zajišťují absorpci sil při dopadu nohy na podložku. Rozptýlení nárazu pomáhá mírně pronační postavení nohy, které zajišťuje rozložení sil na celou plochu chodidla během iniciálního kontaktu. Významná je také Achillova šlacha, která v sobě ukládá GRF energii, jež tělo využije později při odrazu (Puleo & Milroy, 2018).

Při sprintu velkou část nárazu tlumí svou excentrickou kontrakcí především plantární flexory hlezenního kloubu, čímž je omezen přenos sil na kolenní kloub (Novacheck, 1998).

Těsně před i těsně po prvotním kontaktu chodidla s podložkou jsou v oblasti kyčelního kloubu dominantní extenzory, které pokračují v generování síly během extenze kyčle až do první poloviny stojné fáze. Ve druhé polovině stojné fáze se koncentricky zapojuje m. quadriceps femoris a probíhá tak extenze kolenního kloubu. Spolu s m. quadriceps femoris se zapojují i plantární flexory hlezna, která nám pomáhají stejně jako extenze kolenního kloubu v pohybu vpřed. V oblasti kyčle přebírají iniciativu flexory, které zpomalují pohyb dolní končetiny vzad a tím ji připravují na švihovou fázi. Jejich dominance trvá až do první poloviny švihové fáze. V druhé polovině stoje také dochází k protažení šlachy m. psoas, která v sobě absorbuje energii, která se později uplatní a přenesení ve fázi odrazu (Novacheck, 1998). Čím lépe zvládá jedinec odvinutí chodidla od podložky zapojením m. gluteus maximus, svalů středu těla a vědomou aktivací m. tibialis posterior, tím kratší bude doba kontaktu chodidla se zemí. Kratší doba doteku nohy s povrchem znamená rychlejší pohyb a při zachování stejné délky kroku a tím pádem rychlejší běh (Puleo & Milroy, 2022).

Ke konci stoje ve finální fázi odrazu se uplatňuje již zmíněná Achillova šlacha, která se prudce zkrátí. Tím se uvolní elastická energie, která se zde uložila při dokročení a spolu

s koncentrickou aktivitou svalů lýtky, m. quadriceps femoris, m. biceps femoris a gluteálních svalů, nám napomáhá vymrštit tělo vpřed do dalšího kroku (Napier, 2022).

Během stojné fáze se excentricky zapojuje m. gluteus medius, zatímco ve fázi švihů pracuje tento sval koncentricky a abdukuje kyčelní kloub (Novacheck, 1998).

2.7.2 Švihová fáze

Přechodem ze stojné do švihové fáze se začíná dolní končetina dostávat vpřed v důsledku anteriorní rotace (vnitřní rotace) pánve ipsilaterálně (Puleo & Milroy, 2018). Excentrická kontrakce m. rectus femoris na začátku švihů zabraňuje nadměrné flexi kolenního kloubu (Novacheck, 1998). Současně s pohybem pánve probíhá flexe kyčelního kloubu, kterou vykonávají ipsilaterální m. iliopsoas, ale na tomto pohybu se účastní i kontralaterální hamstringy a m. gluteus maximus (Dorn et al., 2012).

K maximální flexi kyčelního kloubu dochází ve druhé polovině švihů. Poté se koncentricky aktivují extenzory kyčle, které později připravují dolní končetinu na iniciační kontakt nohy se zemí (Novacheck, 1998). Opět platí, že na extenzi kyčle se podílí nejen ipsilaterální m. gluteus maximus a hamstringy, ale také kontralaterálně probíhající m. iliopsoas (Dorn et al., 2012).

Od pozdní fáze švihů je maximálně zapojen m. quadriceps femoris a jeho aktivita trvá až do fáze střední opory. Ke konci švihové fáze se hamstringy zapojují v excentrické kontrakci, a to z důvodu, aby kontrolovaly pohyb tibie a předešly hyperextenzi kolenního kloubu během rychlého pohybu (Novacheck, 1998).

Při běhu jsou v podstatě svaly neustále zapojené jako agonisté a antagonisté a vytvářejí tak excentrické a koncentrické kontrakce (Puleo & Milroy, 2018). Koncentrické kontrakce zajišťují pohyb těla vpřed, zatímco excentrické kontrakce zprostředkovávají absorpci a uložení reakční síly podložky (Napier, 2022).

2.8 Změny v období adolescence

Adolescence neboli dospívání je období změn somatických, psychických a sociálních, kterými probíhá přechod mezi dětstvím a dospělostí. Vrcholí hormonální přestavba s vyzráváním pohlavních orgánů, dokončuje se vývoj druhotných pohlavních znaků a charakteristických změn ve stavbě těla. Po pubertální akceleraci se zpomaluje tělesný růst, až se u dívek mezi 16. a 18. rokem zastavuje zcela, u chlapců je to až po 20. roce věku (Klíma et al., 2016).

Tyto změny mají vliv na adolescenty nesportující, ale i na ty pravidelně sportující. U této skupiny mohou mít změny v období dospívání vliv nejen na osobnost jedince, ale i na sportovní výkonnost.

Adolescence začíná obvykle fyzickým dospíváním čili pubertou. Puberta je hormonálně podmíněný proces fyzického zrání a růstového výšvihu a končí v okamžiku, kdy je mladý jedinec schopný reprodukce, u ženského pohlaví tedy při první ovulaci a u mužského pohlaví při zahájení spermatogeneze. Hlavními fyzickými změnami spojenými s pubertou jsou vývoj dospělých druhotných pohlavních znaků, kompletní maturace a postupné navození dospělé funkce nadledvin, ovarií a testes a v neposlední řadě se dosahuje dospělého stavu vývoje skeletu, svaloviny a tukové tkáně. V tomto období také narůstá svalovina a doznívá tělesný růst, který se u dívek vztahuje k produkci estrogenu. Ten působí i na mléčné žlázy, jejichž vývody se prodlužují a ztlušují a důsledkem je růst prsu. U žen je dále typickým somatickým znakem rozšiřování pánve a přibývání množství podkožního tuku (Bláhová et al., 2019). U mužů je nárůst svalové tkáně větší než u žen, a to díky zvýšené produkci testosteronu a růstového hormonu.

Význam síly pro rozvoj sportovní výkonnosti v tomto období narůstá. Se stoupající produkcí testosteronu se u adolescentů zvyšuje úroveň síly a schopnost silového rozvoje. I přes to musí trénink neustále vycházet z možností a potřeb vyvíjejícího se organismu (Lehnert et al., 2010).

Svalová síla, která je ovlivněna růstem a vývojem kostí, je pro formování tělesného vývoje velmi důležitým faktorem. Boreham & McKay (2011) uvádí, že kostní tkáň se neustále formuje a přizpůsobuje obvyklému mechanickému zatížení spojenému s fyzickou aktivitou nebo naopak nepřítomností těchto podnětů. Během dětství a dospívání prochází kostra hlubokými změnami a dosahuje v těchto letech maximální kostní denzity, později už jsou přírůstky kostního minerálu minimální

Pro stimulace procesu tvorby kostní tkáně a zvyšování její hustoty je velmi důležitá pohybová aktivita, především osteogenní sporty. Během těchto sportů dochází k mechanickému zatížení na kost a jsou přítomny nárazové síly. Gomez-Bruton et al. (2016) ve své studii tvrdí, že u neosteogenních sportů, jako je například plavání, které ačkoliv má mnoho zdravotních benefitů, není u něj prokázáný prospěšný vliv na zlepšení kostní denzity. Vlachopoulos et al. (2018) ve své studii doporučuje pro neosteogenní sporty zařadit skákací intervenci, která může významně zlepšit kostní parametry.

Po dosažení puberty začínají sportovkyně zaostávat za svými mužskými vrstevníky. Proto Sommi et al. (2018) doporučují zařadit silově-kondiční programy, které vedou nejenom ke zlepšení dovedností, ale i ke snížení počtu zranění, zlepšení kvality života a celkové kondice u dospívajících sportovkyň.

Wik et al. (2020) zkoumali ve své studii rychlost růstu kostí a jejich dozrávání v souvislosti s rizikovými faktory zranění u mladých atletů. Z výzkumu vyplývá, že rychlý růst těla i délky nohou, mladší kosterní věk a rychlejší tempo zralosti byly významně spojeny se zvýšeným rizikem poranění kostí a růstových plotének. Naopak změny tělesné hmotnosti a hodnoty BMI nesouvisely se zvýšeným rizikem zranění.

V období adolescence se zvyšuje produkce gonadálních hormonů – testosteronu u chlapců a estrogenů u dívek. Pohlavní hormony mají vliv na růst kostí do délky, ale výrazněji se podílí na kostním zrání. Urychlují apoptózu nezralých chondrocytů růstové chrupavky a její postupný zánik, tedy uzavírání růstových štěrbin (Bláhová et al., 2019).

U dívek se zrychluje růst ve věku 11 let, zatímco u chlapců je to ve věku 13 let. Toto dřívější zrychlení růstu u dívek je pravděpodobně způsobeno dřívějším nástupem puberty. Obecně jsou chlapci vyšší a těžší než dívky, s výjimkou věkového rozmezí 11 až 13 let. Studie ukazuje, že tělesná hmotnost silně koreluje se svalovou silou u obou pohlaví. Ve věku 15 let se významné rozdíly ve výšce a tělesné hmotnosti ve prospěch chlapců stávají definitivní (Beenakker et al., 2001).

Zdá se, že síla se zvyšuje u chlapců i dívek přibližně do věku 14 let, kdy u dívek začíná klesat a u chlapců je patrný vzestupný skok. Ve věku 16 až 17 let chlapci prokazují v průměru o 54 % více síly než dívky, které v tomto věkovém období překonají chlapce v silových testech jen velmi zřídka. Důležitým aspektem rozvoje svalové funkce je účinek endokrinních adaptací typických pro sexuální zrání, jako je zvýšená hladina testosteronu a růstového hormonu. Existují přímé i nepřímé důkazy prokazující souvislost mezi testosteronem a rozvojem síly během puberty. Bylo prokázáno, že testosteron stimuluje anabolické procesy v kosterním svalstvu a zdá se, že je hlavním hormonem zodpovědným za rozvoj síly (Croix, 2007). To potvrzuje i Lehnert et al. (2010), který uvádí, že svaly mužů a žen mají stejné fyziologické vlastnosti a kvalitu. Adaptační reakce na silová cvičení u žen je obdobná jako u mužů s rozdílem menší svalové hypertrofie. Mediátorem hypertrofie u mužů je zejména testosteron a růstový hormon. Silový trénink vede ke zvýšení hladiny testosteronu a k poklesu hormonu kůry nadledvin kortizolu u mužů, nikoliv u žen. Nicméně vyšší hladiny kyseliny mléčné vznikající při zatížení může u žen stimulovat růstový hormon.

Existují studie, které zkoumají souvislost svalové síly a vitamínu D. Závěry jsou však mezi autory poměrně nejednotné. Orces (2022) ve své práci tvrdí, že adolescenti s dostatkem vitamínu D byli výrazně silnější než jejich vrstevníci s jeho nedostatkem. Pozoruhodné je, že tato souvislost byla obzvláště výrazná u osob ve věku 15 až 19 let.

Zhang et al. (2019) uvádí, že suplementace vitamínu D pozitivně ovlivnila svalovou sílu dolních končetin u sportovců, a to především u těch, kteří sportují v hale. Na sílu horních

končetin neměl vitamín D žádný vliv. Novější metaanalýza (Sist et al., 2023) však ukázala, že neexistují silné důkazy pro účinek suplementace vitamínem D na zlepšení maximální síly na horních či dolních končetinách a výkonu u atletické populace.

Období adolescence je velmi příznivé pro rozvoj motorických schopností a dovedností. Adolescent je fyzicky i psychicky připraven podávat výkony na horní hranici svých možností a tuto hranici posouvat. Začíná se zde projevovat rozdíl ve výkonnosti chlapců a dívek, proto bychom jejich pohlavní odlišnosti měli respektovat i v rámci sportovní přípravy (Kučera et al., 2011).

2.9 Zranění

Ačkoliv má běh spoustu benefitů, váže se k němu i poměrně časté riziko zranění pohybového systému. Existuje mnoho studií, které tuto problematiku řeší u dospělé populace, avšak méně se výzkumy týkají mladých dospívajících běžců.

Jedna z nejdéle trvajících studií, týkající se zranění v souvislosti s běháním u dětí a dospívajících ve věku 16-18 let, probíhala v letech 1994 až 2007 v USA na pohotovostních klinikách. Výzkum zaznamenal, že nejvíce zranění se nacházelo v oblasti kotníku a zároveň více než polovinu (51,5 %) zranění tvořily výrony a namožení. U věkové skupiny 15 až 18 let byl tento typ zranění zastoupen až v 70,3 % (Mehl et al., 2011). V Anglii probíhal výzkum, který se týkal mladých dospívajících vytrvalostních běžců ve věku 13 až 18 let. Až 92 % bolestí nebo pocitu nepohodlí bylo hlášeno v oblasti dolních končetin, konkrétněji kolenní klouby (22 %), chodidlo a prsty (16 %) a bérce (16 %). Oblast kyčelního kloubu byla zastoupena v menší míře (8 %). Autoři považují za hlavní příčinu zranění především přetrénování (Mann, McKay, et al., 2021).

To, že jsou kolena, chodidla a prsty, případně bérce nejvíce zraňovanými oblastmi potvrzují i ostatní autoři (Lischuk et al., 2010). Jelikož je běh bezkontaktním sportem, nejedná se tak často o traumatickou příčinu poranění. Většina zranění souvisí spíše s postupným nástupem v průběhu času. To naznačuje určitou souvislost s přetěžováním, což nás vede k myšlence, zda je důraz na prevenci zranění dostatečný.

S tímto tvrzením souhlasí i Mann, Clarsen, et al. (2021). Většina úrazů (61 %) má pozvolný nástup, náhlé úrazy se vyskytují méně (39 %). Pokud se budeme bavit o postupných poraněních, opět byla nejvíce zastoupena oblast bérce (38 %), kolenního kloubu (17 %) a stehna (13 %). Podobně je tomu i s lokacemi, kde se vyskytují náhlá poranění. Kolenní kloub je zde zastoupen nejvíce (22 %), stejně jako oblast chodidel a prstů (20 %). Kyčelního kloubu je zde opět v menšině (8 %).

Přestože jsou zranění kyčle u běžců méně častá než zranění kolena a kotníku, jejich následky mohou být velmi omezující. Zobrazovací nálezy jsou pro diagnostiku zranění kyčle u běžců zásadní vzhledem k bezkontaktní povaze tohoto sportu, kdy ke zranění může dojít v průběhu času bez jediné traumatické nebo lákavé události, což ztěžuje diagnostiku pouze na základě anamnézy. Při hodnocení bolestivého kyčelního kloubu hrají důležitou roli rentgenografie a magnetická rezonance, přičemž ultrazvuk je důležitým doplňkovým nástrojem. Tyto zobrazovací metody lze v kombinaci s klinickými nálezy využít k účinné diagnostice zranění, vedení léčby pacienta a v konečném důsledku ke zmírnění bolesti kyčle u běžců (Friedman et al., 2023).

Velkým problémem po akutních svalových poraněních zůstává vysoká míra opětovného zranění. Opakovaná zranění jsou často vážnější než počáteční zranění a jsou spojena s delší nepřítomností ve sportu (Guermazi et al., 2017).

V rámci sportovní přípravy a tréninku je tedy důležité klást důraz na prevenci zranění. Rodrigues et al. (2023) poukazuje na to, že sportovci, kteří mají ve svém tréninkovém plánu vysokou frekvenci tréninků, jsou náchylnější nejen k přetrénování a následnému zranění, ale i k dalším doprovodným jevům, jako je únava a snížený výkon. Goolsby (2021) uvádí, že syndrom přetrénování může dále doprovázet neobvyklá bolestivost svalů, zvýšená náchylnost k nemocem, myšlenky na vynechání tréninku, neschopnost relaxace, zažívací potíže, nekvalitní spánek či snížená motivace.

Je důležité, aby se tréninková zátěž zvyšovala postupně, protože objem i intenzita tréninku vytváří určitou formu stresu na tělo, které se v optimálním případě adaptuje. Pokud bude nárůst zátěže prudký, zvyšujeme tím riziko vzniku poranění. Při běhu dochází k opakovanému vystavování těla nárazům, což způsobuje poškození tkání, jejichž hojení vyžaduje čas. Pokud trénujeme příliš a chybí nám čas na regeneraci, tkáně se nestihnou obnovit a jejich opakované poškození vede ke zranění. Nesmíme zapomínat také na to, že každý z nás je díky své biomechanice běhu náchylnější k určitým zraněním (Napier, 2022).

2.10 Dysfunkce kyčelního kloubu na podkladě funkční etiologie

Ačkoliv se dříve hodně řešila správnost došlapu, v současné době se mluví o tom, že většina potíží pramení z oslabení hýžďových svalů (zejména m. gluteus maximus a medius), z postavení pánve a kyčlí. Funkční patologie pramenící ze svalové slabosti se s velkou pravděpodobností projeví v celém kinematickém řetězci. Svaly mohou být oslabené i sekundárně, protože suplují funkci primárně postiženého či oslabeného svalu. Takto se funkční

porucha může zřetězit a výsledkem je neideální svalová práce, která snižuje ekonomiku běhu. Jakmile je narušena funkce gluteálních svalů, ostatní svaly jako je m. quadriceps femoris a m. iliopsoas se začnou podílet na stabilizaci pánevní oblasti více, než je jejich funkcí. Z důvodu opakovaného zapojení m. iliopsoas při běhu dochází k jeho funkčnímu zkrácení, a tedy naklopení pánve do antevertze. Naopak pokud je m. iliopsoas slabý, nastane retrovertze pánve. Jeho svalovou práci se snaží přebrat m. tensor fasciae latae a m. rectus femoris. Z toho vyplývá, že nesprávný sklon pánve může přispět ke zraněním, která zdánlivě nesouvisí s pánví. To samé platí i o extenzorech kyčle. Pokud m. gluteus maximus či medius neplní svou funkci, přebírají ji hamstringy, přestože jejich primární funkce je flexe kolenního kloubu. V případě, že je dysfunkční pohybový vzorec dlouhodobý, způsobuje zranění v důsledku přetěžování (Puleo & Milroy, 2018, 2022).

Na důležitost svalové aktivity m. gluteus maximus a m. gluteus medius poukazuje i Connelly et al. (2020). Excentrická aktivita gluteálních svalů je během stojné fáze běžeckého cyklu nezanedbatelná. Pokud svalová práce není optimální, kyčel se během oporné fáze nachází v addukci a vnitřní rotaci. Toto postavení je spojeno s vyšším rizikem zranění dolních končetin.

Systematický přehled (Gomes Neto et al., 2023) potvrzuje, že existuje poměrně vysoká prevalence muskuloskeletálních zranění souvisejících s během, z nichž většina se vyskytuje v oblasti kolenního kloubu nebo pod ním. Nejčastějšími typy poranění bývá plantární fascitida, mediální stresový syndrom, patelofemorální syndrom, Achillova tendinopatie, podvrtnutí hlezna, kontraktury a poranění vazů.

Ačkoliv zranění v oblasti kyčle představují méně než 10 % poranění dolní končetiny, neznamená to, že tento kloub není náchylný ke zranění. Při běžných denních aktivitách byla v kloubu zdokumentována zátěž až osmi násobně větší, než je tělesná hmotnost. Můžeme tedy předpokládat, že při usilovném běhu bude tato zátěž ještě větší (Lischuk et al., 2010).

Vzhledem k významu kyčelního kloubu v biomechanice běhu, který tvoří primární spojení mezi axiálním a apendikulárním skeletem dolních končetin, je přesná diagnóza a hlášení patologie kyčelního kloubu zásadní pro správnou léčbu (Friedman et al., 2023).

2.11 Studie

V současné době existuje mnoho studií zabývajících se izokinetickým měřením svalové síly svalů v oblasti kolenního kloubu a porovnáváním výsledků v rámci dominantní a nedominantní končetiny. Méně se však vyskytují výzkumy o svalové síle flexorů a extenzorů kyčelního kloubu

v rámci běhu. Ve většině případů se testuje dospělá populace, ale dospívající atleti jsou opomíjeni.

Tottori et al. (2018) provedli studii zaměřující se na preadolescentní sprintery ve věku 10 až 12 let. Už v takto nízkém věku se ukázalo, že větší svalová hmota flexoru kyčle a extenzoru kolena může pomoci dosáhnout lepšího výkonu ve sprintu.

Poznatek, že větší objemy extenzorů kyčle úzce souvisí se sprinterským výkonem potvrzuje i Miller et al. (2021). Výzkumnou skupinou v této studii byli tentokrát dospělí jedinci, kteří byli rozděleni do tří skupin. Elitní sprinteři, sub-elitní sprinteři a třetí skupina byla kontrolní, tedy netrénovaní jedinci. Rozsáhlé rozdíly ve svalové morfologii byly patrné nejen mezi elitními atlety a nesportovci, ale i mezi elitními atlety a sub-elitními atlety.

Sadeghi et al. (1997) uvádí, že oproti dominantní dolní končetině disponuje nedominantní dolní končetina více opěrnou funkcí a tím pádem vyžaduje větší působení extenzorů kolenního kloubu při absorbování síly během střední fáze stoje. Naopak dominantní končetina má pohonnou funkci a během konečné fáze stoje dochází k větší svalové aktivitě a vyššímu rozvoji síly v kyčli a kotníku ve srovnání s nedominantní končetinou. Z tohoto tvrzení vyvozuje, že rozdíl mezi dominantní a nedominantní končetinou budeme vidět spíše u neatletů.

Studie od Akinoglu et al. (2017) porovnávala vliv stabilizačních cvičení, zaměřených především na střed těla, na svalovou sílu při flexi a extenzi v kyčli u sportovců a sportovkyň v judu. Výzkumu se zúčastnilo 20 osob (11 chlapců a 9 dívek) ve věku 13-19 let. Měřilo se na izokinetickém dynamometru dle protokolu používaném v přístroji Isomed 2000, přičemž jedinec ležel na zádech a nastavený rozsah pohybu v kyčelním kloubu byl v rozmezí 10°-110°. Pohyb probíhal úhlovou rychlostí 60°/s a 240°/s. Intervence trvala 8 týdnů a sportovci dostali za úkol cvičit 2x denně jednu sadu cviků po 10 opakování. Výsledkem pozorování bylo zlepšení svalové síly flexorů i extenzorů kyčle.

Měřením svalové síly na izokinetickém dynamometru v oblasti kyčelního kloubu u mladých vysokoškolských jedinců (věk $20,47 \pm 0,36$) se zabýval i Abdelmohsen (2019). Do výzkumu se zapojilo 32 dobrovolníků (15 mužů a 17 žen). Při úhlové rychlosti 60°/s se měřil maximální točivý moment (peak torque) flexorů, extenzorů, abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu během koncentrické kontrakce. Tato studie ukázala, že síla kyčelních svalů není u zdravých mladých dospělých ovlivněna dominancí dolní končetiny. Autoři doporučují budoucí studie zaměřit na hodnocení svalové síly kyčelních svalů jak pro populaci sportovců, tak pro nesportovce.

Dugailly et al. (2005) využívá izokinetický dynamometr k měření koncentrických kontrakcí svalů kyčelního kloubu ve všech třech rovinách. Do svého výzkumu zahrnul 28 studentů, amatérských sportovců a při měření využívá úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s. Po analýze

dat udává, že muži oproti ženám dosáhli významně vyššího skóre v parametru průměrný vrcholový točivý moment, a to v obou úhlových rychlostech. Zmiňuje také, že u extenzorů kyčle byla potvrzena vyšší svalová síla než u flexorů, a to u mužů i u žen. Vliv dominantní končetiny neudává. Potvrzuje dosavadní zjištění, že maximální hodnoty točivého momentu klesají s rostoucí úhlovou rychlostí pohybů pro každou svalovou skupinu.

Na důležitost dostatečně silných flexorů kyčle při běhu poukazují i Dorn et al. (2012) a Schache et al. (2014). Uvádí, že zvyšující se rychlost běhu od klusání ke sprintu je závislá především na svalech hlezenního a kyčelního kloubu. Lidé běhají rychleji díky kombinaci délky a frekvence kroku. Při pomalém a středně rychlém běhu, zhruba do 7 m/s, se délka kroku prodlužuje tím, že se při kontaktu se zemí vyvíjejí větší opěrné síly. Na vertikálních opěrných silách se nejvýznamněji podílí plantární flexory hlezenního kloubu, m. soleus a m. gastrocnemius. Při rychlém běhu a sprintu, udává se nad 7 m/s, se podmínky pro kontrakci těchto svalů zhoršují v důsledku zvýšené rychlosti. Svaly tedy mají méně času na vytvoření sil potřebných pro oporu. Strategie používaná ke zvýšení rychlosti běhu nad 7,0 m/s se posouvá od cíle zvětšit délku kroku ke zvýšení frekvence kroku. S vyšší frekvencí kroků dochází častěji ke kontaktu chodidla se zemí a běh se stává rychlejším. Této strategie se dosahuje generováním podstatně větší síly v kyčelním kloubu. Na základě takového zvýšení biomechanických nároků na proximální část dolních končetin jsou více zapojovány svaly v oblasti kyčle jako je m. iliopsoas, m. gluteus maximus, m. rectus femoris a hamstringy, které během švihu razantněji zrychlují kyčelní a kolenní klouby, a to až dvojnásobně.

Flexory i extenzory kyčle jsou zodpovědné za generování energie potřebné k vyšší rychlosti běhu. Čím rychleji běžíme, tím více síly se generuje proximálně (Novacheck, 1998).

Hoshikawa et al. (2012) popisuje sílu svalů v oblasti kyčelního kloubu u atletických juniorů. Už v tomto věku je u sprinterů a sprinterek síla extenzorů kyčle větší v porovnání s dálkovými běžci nebo netrénovanými jedinci. U dívek je významnější m. psoas major, zatímco u chlapců m. gluteus maximus.

Silva et al. (2018) se jako jedny z prvních zabývali souvislostí mezi poměrem síly v kyčlích a ekonomikou běhu. Výsledek naznačuje, že vyšší síla flexorů kyčle ve srovnání s extenzorovou skupinou je, především u mužů, spojena s lepší ekonomikou běhu.

Vztahu mezi svalovou silou a výkonem ve sprintu u elitních sportovců ve věku 22-29 let se ve své práci věnoval i Dowson et al. (1998). Izokinetický točivý moment byl měřen v kyčelních, kolenních i hlezenních kloubech při úhlových rychlostech 60°/s, 120°/s a 180°/s, a to v koncentrickém i excentrickém režimu kontrakce. Výsledky jsou zaznamenány v absolutní hodnotě peak torque, ale i v relativní, tedy přepočteny na tělesnou hmotnost. Hodnoty v režimu koncentrické kontrakce jsou vyšší do extenze než do flexe kyčelního kloubu, přičemž excentrický

režim kontrakce do extenze kyčle má zaznamenané nejvyšší hodnoty. Obecně lze říci, že při nižší úhlové rychlosti ($60^\circ/\text{s}$) vykazuje parametr peak torque větší hodnoty než při vyšší úhlové rychlosti ($120^\circ/\text{s}$).

Cílem systematického přehledu od (Castro et al., 2020) bylo shrnout dosavadní údaje a vytvořit databázi normativních hodnot svalové síly svalů kyčelního kloubu u dospělé populace bez zranění. Autoři však poukazují na nedostatek kvalitních studií, které ukazují rozporuplné výsledky. Například žádná studie neporovnávala parametry točivého momentu v kyčelních kloubech mezi jedinci s různou úrovní fyzické aktivity, přestože rozdíly mezi lidmi vykonávající pohybovou aktivitu a těmi, kteří vedou sedavý způsob života, očekáváme. Do budoucna se doporučuje také provést studie, které by zjistily, jestli dominance končetin ovlivňuje sílu svalů kyčelního kloubu a zda je vůbec asymetrie mezi končetinami očekávaná u nezraněných jedinců.

K názoru, že i přes pravidelné klinické a výzkumné využívání izokinetického dynamometru existuje pouze omezený počet studií navrhuje normativní hodnoty, se přiklání i Schindler et al. (2023). Cílem jejich systematického přehledu bylo analyzovat dosavadní data o izokinetickém měření svalové síly horních a dolních končetin u netrénované a nezraněné zdravé populace. Většina studií zahrnutá do systematického přehledu hodnotila obě pohlaví, ale převažovali muži. Nejpoužívanější úhlová rychlost byla $60^\circ/\text{s}$ pro silovou analýzu. Vyšší rychlosti byly spojeny s analýzou výkonu a vytrvalosti, v rozmezí od $180^\circ/\text{s}$ do $300^\circ/\text{s}$. Režim kontrakce s největším počtem referencí je koncentrická kontrakce, proto autoři navrhují, aby bylo provedeno více studií s analýzou excentrické kontrakce.

3 CÍLE

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem diplomové práce je parametry izokinetického měření do flexe a extenze kyčelního kloubu mezi běžci a neběžci ve věkovém rozmezí 15 až 18 let.

3.2 Výzkumné otázky

- 1) Existuje rozdíl ve flexi kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců na dominantní dolní končetině?
- 2) Existuje rozdíl v extenzi kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců na dominantní dolní končetině?
- 3) Existuje rozdíl ve flexi kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců na nedominantní dolní končetině?
- 4) Existuje rozdíl v extenzi kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců na nedominantní dolní končetině?
- 5) Existuje rozdíl v hodnotě úhlu, kde bylo dosaženo maximální síly u sportovců a nesportovců?

4 METODIKA

4.1 Výzkumný soubor

Výzkumu se zúčastnilo celkem 42 osob ve věkovém rozmezí 15 až 18 let. Dospívající byli rozděleni do dvou skupin, běžci a neběžci, přičemž v každé skupině jsou dívky i chlapci. Mezi běžce se zařadili ti, kteří absolvují pravidelné běžecké tréninky minimálně 3x týdně a zároveň uběhnou minimálně 90 kilometrů za měsíc. Druhou skupinku tvoří jedinci, kteří nemají žádnou nebo mají nepravidelnou pohybovou aktivitu na rekreační úrovni. Skupinu atletů tvořilo 22 probandů (průměrný věk 16,05 let \pm 1,05 let; průměrná tělesná výška 172,27 \pm 7,64 cm; průměrná tělesná hmotnost 63,14 \pm 5,82), z toho bylo 11 dívek (průměrný věk 15,9 let \pm 0,94 let; průměrná výška 167,6 \pm 6,8 cm; průměrná hmotnost 60 \pm 4,7 kg) a 11 chlapců (průměrný věk 16,18 \pm 1,17 let; průměrná výška 176,9 \pm 5,38 cm; průměrná hmotnost 66,27 \pm 5,24 kg). Druhou skupinu tvořilo 20 probandů (průměrný věk 16,8 \pm 1,03 let; průměrná tělesná výška 171,5 \pm 7,82 cm; průměrná tělesná hmotnost 65,85 \pm 9,58 kg), z toho bylo 10 dívek (průměrný věk 16,4 \pm 0,97 let; průměrná výška 166,4 \pm 6,08 cm; průměrná hmotnost 61,7 \pm 7,59 kg) a 10 chlapců (průměrný věk 17,16 \pm 1,03 let; průměrná výška 176,14 \pm 5,87 cm; průměrná hmotnost 70 \pm 9,9 kg). Kritéria pro zařazení účastníků do výzkumu byla absence bolesti zad, akutní bolesti, absence dysplazie kyčelního kloubu, vážného zranění či operace na dolních končetinách a v oblasti pánve.

4.2 Postup měření

Před započítáním praktické části byli účastníci seznámeni s postupem a metodikou měření a byl jim předán informovaný souhlas k podpisu. Pokud nebyl jedinec plnoletý, informovaný souhlas (Příloha 2) podepsal zákonný zástupce. Než se zahájilo samotné měření, každému účastníkovi výzkumu byla odebrána osobní data (jméno a příjmení, věk, pohlaví, výška, hmotnost), osobní anamnéza (historie zranění), sportovní anamnéza a nynější anamnéza (pro vyloučení výše uvedených kritérií pro zařazení do výzkumu). Byla stanovena dominance dolní končetiny (jedinec byl dotázán, zda při kopu do míče preferuje levou či pravou dolní končetinu). Poté přišlo na řadu zahřátí, po kterém následovalo vlastní měření.

Sběr dat je neinvazivní a proběhl v rámci jednoho měření. Po celou dobu testování byli probandi pod stálým dohledem.

Tato práce spolu s informovaným souhlasem získala souhlas etické komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci dne 23.6.2023 (Příloha 1).

4.2.1 Rozcvičení

Rozcvičení se skládalo ze dvou částí. Nejprve proběhlo nespecifické zahřátí na cyklistickém trenažeru, které trvalo 10 minut při intenzitě 1 W/kg tělesné hmotnosti a rychlosti šlapání 60 až 70 otáček za minutu. Druhá část rozcvičení obsahovala dynamické protažení se zaměřením na svaly dolních končetin, především na flexory a extenzory kyčelního kloubu. Následně se přešlo k samotnému měření na izokinetickém dynamometru Isomed 2000.

4.2.2 Průběh izokinetického měření

Před získáváním samotných dat od všech probandů proběhlo nastavení přístroje Isomed 2000 a zvolené hodnoty se uložily do paměti přístroje.

Měření svalové síly do flexe a extenze kyčelního kloubu proběhlo na obou dolních končetinách, a to jak v koncentrickém, tak v excentrickém režimu kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s.

Probandi byli testováni v leže na zádech, přičemž osa ramene dynamometru byla v úrovni s trochanterem major femoris testované dolní končetiny. Netestovaná dolní končetina byla pokrčená, kolenní kloub svíral úhel zhruba 90° a noha byla bosá a opřena o podložku. V rámci snahy o randomizaci měření začínala polovina jedinců měřením na pravé dolní končetině a polovina na levé dolní končetině, bez ohledu na dominanci dolní končetiny.

Pákové rameno dynamometru bylo připevněno ke stehnu testované dolní končetiny zhruba 2 cm nad patellou pomocí popruhů. Byla použita gravitační korekce. Rozsah pohybu kyčelního kloubu byl nastaven od 10° do 120°, kdy 0° znamená plnou extenzi kyčelního kloubu.

Horní končetiny ležely zkříženě na hrudníku. Ramenní klouby byly fixovány ve směru ventrálně-dorzálních a kraniálně-kaudálních pomocí ramenních opěrek. Oblast pánve byla upevněna pásem.

Měření na jedné dolní končetině se skládalo celkem ze čtyř částí. Před každou částí testování provedli probandi tři až pět sub-maximálních cvičných pokusů v testovaných pohybech s příslušnými parametry, aby se seznámily s požadavky testu. Poté byl proveden samotný test.

První část se skládala ze tří koncentrických kontrakcí do flexe a následně extenze při úhlové rychlosti 60°/s. Pauza mezi každou aktivací byla 20 sekund. Druhá část se skládala z po

sobě jdoucí flexe a extenze se stejným režimem kontrakce, tedy koncentrickým, ale při úhlové rychlosti 120°/s. Tato kontrakce se opakovala pětkrát a pauza mezi každou aktivací činila 10 sekund. Třetí a čtvrtá část měření probíhaly stejně jako první a druhá část. Rozdílem bylo, že svalová kontrakce probíhala v excentrickém režimu. To znamená, že ve třetí části probíhaly tři excentrické kontrakce do flexe a extenze s pauzou 20 sekund při úhlové rychlosti 60°/s a čtvrtá část obsahovala 5 excentrických kontrakcí s délkou pauzy 10 sekund mezi každou kontrakcí při úhlové rychlosti 120°/s. Pauza mezi každou částí byla 1 minuta.

Ten samý postup měření proběhl následně i na druhé dolní končetině.

Vybírání, zda proběhne měření nejprve na pravé či levé dolní končetině, bylo randomizované.

4.3 Zpracování dat

Hodnoty naměřené izokinetickým dynamometrem byla převedena do programu Microsoft Office Excel a následně statisticky zpracována v programu Statistica. Pro všechny výzkumné otázky byl v rámci analýzy dat využit Mann-Whitneyho U test. Hladina statistické významnosti (p-hodnota) byla stanovena na hranici $p < 0,05$. Ve výsledcích jsou zmíněny pouze hodnoty, které považujeme za statisticky významné, ty jsou zvýrazněny červenou barvou, nebo hodnoty, které se této hladině blíží. K určení míry korelace byl použit Pearsonův korelační koeficient r . Dle hodnoty korelačního koeficientu rozlišujeme malý efekt ($r \geq 0,1$), střední efekt ($r \geq 0,3$) a velký efekt ($r \geq 0,5$) statistické významnosti.

V kapitole Přílohy jsou vypracovány tabulky s deskriptivní charakteristikou souboru, která zahrnuje výpočty jako je aritmetický průměr, směrodatná odchylka, medián, kvartilové rozpětí, minimum, maximum a interval spolehlivosti.

5 VÝSLEDKY

5.1 Výzkumná otázka 1

Existuje rozdíl ve flexi kyčelního kloubu u sportovců a nespportovců na dominantní dolní končetině?

V této výzkumné otázce byly posuzovány parametry týkající se flexe kyčelního kloubu na dominantní dolní končetině mezi běžci a neběžci. Aktivita flexorů kyčle probíhala v koncentrickém i excentrickém režimu kontrakce při úhlových rychlostech 60°/s a 120°/s.

Z dat v Tabulce 1 a v Tabulce 2 vyplývá, že v rámci flexe kyčelního kloubu u dominantní dolní končetiny v koncentrickém nebo excentrickém režimu kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s nebo 120°/s nebylo mezi běžci a neběžci dosaženo hladiny statistické významnosti v žádném parametru. Přestože nám statistická analýza ukázala, že mezi sportovci a nespportovci nepozorujeme významné rozdíly při flexi kyčle u dominantní dolní končetiny, jsou v tabulkách zmíněny hodnoty, které se k její hladině blíží.

V případě, že bychom porovnávali pouze dívky, v parametru APWr (průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě J/kg) bychom během flexe kyčle dominantní dolní končetiny v excentrickém režimu kontrakce s úhlovou rychlostí 120°/s našli mezi běžkyněmi a neběžkyněmi statistickou významnost ($p = 0,0378$) se středním efektem ($r = 0,4533$). Atletky dosahovaly průměrných hodnot 5,77 J/kg, zatímco neatletky vykazovaly průměrné hodnoty 4,66 J/kg.

Tabulka 1

Výsledky vzájemného porovnání hodnot APTr a APWr při flexi kyčle dominantní dolní končetiny v koncentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

flexe DDK		Z	p-hodnota	r
con 60	APTr	1,1711	0,2416	0,1807
	APWr	1,5992	0,1098	0,2468

Poznámka. DDK = dominantní dolní končetina; con 60 = koncentrická kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s; APTr = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v relativní hodnotě (Nm/kg); APWr = průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě (J/kg); Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test.

Tabulka 2

Výsledky vzájemného porovnání hodnot APTr a APWr při flexi kyčle dominantní dolní končetiny v koncentrické a excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 120°/s mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

flexe DDK		Z	p-hodnota	r
con 120	APWr	1,3222	0,1861	0,2040
ex 120	APTr	1,1207	0,2624	0,1729
	APWr	1,4481	0,1476	0,2234

Poznámka. DDK = dominantní dolní končetina; con 120 = koncentrická kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s; ex 120 = excentrická kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s; APTr = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v relativní hodnotě (Nm/kg); APWr = průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě (J/kg); Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test.

Na výzkumnou otázku, zda existuje rozdíl ve flexi kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců na dominantní dolní končetině, můžeme odpovědět následovně. Přestože naměřené hodnoty u APT (průměrný vrcholový točivý moment) i APW (průměrný maximální práce) v absolutních i relativních hodnotách jsou u sportujících jedinců vyšší, rozdíl oproti nesportovcům je nízký a nedosáhl statisticky významných hodnot v žádném parametru. V případě, že bychom porovnávali dívky sportovkyně a dívky nesportovkyně, statisticky významný rozdíl se středním efektem byl objeven v parametru APWr při flexi dominantní dolní končetiny v excentrickém režimu a při úhlové rychlosti 120°/s, kde běžkyně dosáhly vyšších průměrných hodnot (5,77 J/kg) než neběžkyně (4,66 J/kg).

5.2 Výzkumná otázka 2

Existuje rozdíl v extenzi kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců na dominantní dolní končetině?

V této výzkumné otázce byly posuzovány parametry týkající se extenze kyčelního kloubu na dominantní končetině mezi běžci a neběžci. Aktivita extenzorů kyčle probíhala v koncentrickém i excentrickém režimu kontrakce při úhlových rychlostech 60°/s a 120°/s.

Při pohledu na Tabulku 3 můžeme říct, že v rámci extenze kyčelního kloubu při koncentrickém nebo excentrickém režimu kontrakce a úhlové rychlosti 60°/s nebyly u žádného

parametru zjištěny statisticky významné hodnoty mezi běžci a neběžci. Nejblíže se statistické hladině významnosti blíží parametr APTr (průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v relativní hodnotě Nm/kg) s hodnotou $p = 0,1043$ a nízkým efektem $r = 0,2623$ během excentrické kontrakce a úhlové rychlosti $60^\circ/s$.

Pokud bychom však porovnávali pouze ženskou populaci, tak mezi sportovkyněmi a dívkami, které pravidelně nesportují, byl nalezen statisticky významný rozdíl ($p = 0,0448$) se středním efektem ($r = 0,4379$) v parametru APWr při excentrické kontrakci s úhlovou rychlostí $60^\circ/s$ během extenze kyčle dominantní dolní končetiny. Běžkyně ($2,93$ J/kg) v porovnání s neběžkyněmi ($2,39$ J/kg) vykazovaly vyšší hodnoty svalové práce.

Tabulka 3

Výsledky vzájemného porovnání hodnot APTa, APTr a APWr při extenzi kyčle dominantní dolní končetiny v koncentrické a excentrické kontrakci a úhlové rychlosti $60^\circ/s$ mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

extenze DDK		Z	p-hodnota	r
con 60	APTr	1,0703	0,2845	0,1652
	APWr	1,1459	0,2518	0,1768
	APTa	1,0577	0,2902	0,1632
ex 60	APTr	1,6244	0,1043	0,2506
	APWr	1,6999	0,0891	0,2623

Poznámka. DDK = dominantní dolní končetina; con 60 = koncentrická kontrakce při úhlové rychlosti $60^\circ/s$; ex 60 = excentrická kontrakce při úhlové rychlosti $60^\circ/s$; APTa = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v absolutní hodnotě (Nm); APTr = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v relativní hodnotě (Nm/kg); APWr = průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě (J/kg); Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test.

Z hodnot v Tabulce 4 vyplývá, že mezi sportovci a nesportovci v rámci extenze kyčelního kloubu na dominantní dolní končetině při excentrickém režimu kontrakce a úhlové rychlosti $120^\circ/s$ dosáhl statistické významnosti ($p = 0,0079$) se středním efektem ($r = 0,4050$) parametr APWr. Sportovci v tomto případě vykazovali průměrné hodnoty $3,60$ J/kg, zatímco nesportovci $3,16$ J/kg.

Ačkoliv se statistické významnosti ($p = 0,0572$) blížil i parametr APTr, její hladiny nedosáhl. Korelace vysokého efektu ($r = 0,5085$) bez statistické významnosti byla zjištěna mezi běžci a

neběžci v rámci parametru APTa (průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v absolutní hodnotě).

V případě, že bychom mezi sebou porovnávali jen dívky, našli bychom mezi atletkami a neatletkami statisticky významný rozdíl s vysokým efektem u parametru APW, a to v absolutní ($p = 0,0092$, $r = 0,5687$) i relativní ($p = 0,0022$, $r = 0,6684$) hodnotě při extenzi kyčle dominantní dolní končetiny v režimu excentrické kontrakce při úhlové rychlosti $120^\circ/s$. Dívky absolvující pravidelné běžecké tréninky dosahovaly průměrných vyšších hodnot jak absolutních (207,64 J), tak relativních (3,46 J/kg). Dívky mající nepravidelnou či žádnou pohybovou aktivitu měly průměrné hodnoty absolutní (168,34 J) i relativní (2,76 J/kg) nižší.

Tabulka 4

Výsledky vzájemného porovnání hodnot APTa, APTr, APWa a APWr při extenzi kyčle dominantní dolní končetiny v koncentrické a excentrické kontrakci a úhlové rychlosti $120^\circ/s$ mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

extenze DDK		Z	p-hodnota	r
con 120	APWr	0,1861	0,1861	0,2040
	APTa	0,6674	0,5045	0,5085**
ex 120	APTr	1,9014	0,0572	0,2934
	APWa	1,3096	0,1903	0,1882
	APWr	2,6569	0,0079	0,4050*

Poznámka. DDK = dominantní dolní končetina; con 120 = koncentrická kontrakce při úhlové rychlosti $120^\circ/s$; ex 120 = excentrická kontrakce při úhlové rychlosti $120^\circ/s$; APTa = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v absolutní hodnotě (Nm); APTr = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v relativní hodnotě (Nm/kg); APWa = průměrná maximální práce vyjádřena v absolutní hodnotě (J); APWr = průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě (J/kg); Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test (* = střední efekt, ** = vysoký efekt).

Na výzkumnou otázku, zda existuje rozdíl v extenzi kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců na dominantní dolní končetině, můžeme odpovědět následovně. Existuje rozdíl v parametru APWr mezi běžci a neběžci, kdy běžci dosahují během extenze kyčle na dominantní dolní končetině při excentrické aktivitě svalu a úhlové rychlosti $120^\circ/s$ vyšších hodnot (3,60 J/kg) oproti neběžcům (3,16 J/kg). V případě dívčí populace můžeme najít statisticky významné rozdíly v parametru APWr při extenzi dominantní dolní končetiny v excentrickém režimu při úhlové rychlosti $60^\circ/s$ i $120^\circ/s$. Atletky vykazují při nižší úhlové rychlosti průměrné hodnoty 2,93 J/kg a

při vyšší úhlové rychlosti 3,46 J/kg. Neatletky dosahují hodnot 2,39 J/kg při nižší úhlové rychlosti a 2,76 J/kg při vyšší úhlové rychlosti. Ačkoliv je pro nás více směrodatná relativní hodnota, v absolutní hodnotě při úhlové rychlosti 120°/s byly u běžkyň také naměřeny lepší hodnoty (207,64 J) než u neběžkyň (168,34 J).

5.3 Výzkumná otázka 3

Existuje rozdíl ve flexi kyčelního kloubu u sportovců a nespportovců na nedominantní dolní končetině?

V této výzkumné otázce byly posuzovány parametry týkající se flexe kyčelního kloubu na nedominantní končetině mezi běžci a neběžci. Aktivita flexorů kyčle probíhala v koncentrickém i excentrickém režimu kontrakce při úhlových rychlostech 60°/s a 120°/s.

Při úhlové rychlosti 60°/s mezi běžci a neběžci během koncentrické a excentrické svalové kontrakce byly zjištěny korelace s nízkým efektem, které nejsou statisticky významné.

V Tabulce 5 můžeme vidět, že nejvíce se k hladině statistické významnosti se blíží parametr APWr, který dosahuje hodnoty $p = 0,2125$ s nízkým efektem $r = 0,1924$.

Tabulka 5

Výsledky vzájemného porovnání hodnot APWr při flexi kyčle nedominantní dolní končetiny v koncentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

flexe NDK		Z	p-hodnota	r
con 60	APWr	1,2466	0,2125	0,1924

Poznámka. NDK = nedominantní dolní končetina; con 60 = koncentrická kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s; APWr = průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě (J/kg); Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test.

V Tabulce 6 jsou shrnuty parametry, které se nejvíce blíží k hladině statistické významnosti během flexe nedominantní dolní končetiny při úhlové rychlosti 120°/s v koncentrické i excentrické práci svalu. Mezi sportovci a nespportovci byla zjištěna korelace se středním efektem ($r = 0,3476$) u parametru APT_r během koncentrické kontrakce a úhlové rychlosti 120°/s. Tato korelace ale není statisticky významná. V případě, že bychom se zaměřili na porovnání

parametru APWr při stejných podmínkách svalové kontrakce, našli bychom korelaci se středním efektem ($r = 0,4823$), která je statisticky významná ($p = 0,0401$). Z dat vyplývá, že běžci (2,25 J/kg) dosahovaly průměrných vyšších hodnot APWr než neběžci (1,74 J/kg).

Pokud bychom porovnávali pouze ženské pohlaví, našli bychom mezi atletkami a neatletkami korelaci s vysokým efektem ($r = 0,5148$), která je statisticky významný ($p = 0,0183$) a to v parametru APWr při flexi nedominantní dolní končetiny v režimu excentrické kontrakce a při úhlové rychlosti 120°/s. Pravidelně sportující děvčata vykazovala průměrně vyšší hodnoty (5,24 J/kg) než nesportující děvčata (3,86 J/kg).

U mužského pohlaví byla mezi sportovci a nesportovci při flexi nedominantní dolní končetina v koncentrické aktivitě svalu a úhlové rychlosti 120°/s v parametru APTa objevena korelace se středním efektem ($r = 0,3223$), která ač se blížila statistické významnosti ($p = 0,1489$), nedosáhla její hladiny.

Tabulka 6

Výsledky vzájemného porovnání hodnot APTa, APTr a APWr při flexi kyčle nedominantní dolní končetiny v koncentrické a excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 120°/s mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

flexe NDK		Z	p-hodnota	r
con 120	APTr	1,1373	0,2554	0,3476*
	APWr	2,0523	0,0401	0,4823*
ex 120	APWr	1,2419	0,2143	0,2435

Poznámka. NDK = nedominantní dolní končetina; con 120 = koncentrická kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s; ex 120 = excentrická kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s; APTa = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v absolutní hodnotě (Nm); APTr = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v relativní hodnotě (Nm/kg); APWr = průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě (J/kg); Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test (* = střední efekt).

Na výzkumnou otázku, zda existuje rozdíl ve flexi kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců na nedominantní dolní končetině, můžeme odpovědět následovně. Ačkoliv běžci dosahují vyšších absolutních i relativních průměrných hodnot v rámci APT i APW, statisticky významný rozdíl se středním efektem byl mezi běžci a neběžci zjištěn pouze v parametru APWr při flexi kyčelního kloubu na nedominantní dolní končetiny v režimu koncentrické svalové

aktivity při úhlové rychlosti 120°/s. V tomto případě sportovci dosahovali průměrných hodnot 2,25 J/kg a nesportovci hodnot nižších 1,74 J/kg.

Nicméně v dámské populaci mezi atletkami a neatletkami se při flexi nedominantní dolní končetiny v režimu excentrické kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s v parametru APWr objevila statistická významnost se středním efektem, kde nesportující dívky vykazovaly průměrné nižší hodnoty 3,86 J/kg oproti sportující dívkám 5,24 J/kg.

5.4 Výzkumná otázka 4

Existuje rozdíl v extenzi kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců na nedominantní dolní končetině?

V této výzkumné otázce byly posuzovány parametry týkající se extenze kyčelního kloubu na nedominantní končetině mezi běžci a neběžci. Aktivita extenzorů kyčle probíhala v koncentrickém i excentrickém režimu kontrakce při úhlových rychlostech 60°/s a 120°/s.

Mezi sportovci a nesportovci v parametru APWr při extenzi nedominantní dolní končetiny během excentrické kontrakce s úhlovou rychlostí 60°/s byla zjištěna korelace se středním efektem ($r = 0,3323$), která je statisticky významná ($p = 0,0313$). Sportovci dosahovali průměrných hodnot svalové práce 3,20 J/kg, které jsou oproti nesportovcům vyšší 2,80 J/kg. Dále jsou v tabulce hodnoty, které statistické hladiny významnosti nedosahují, ale blíží se jí.

Pokud bychom mezi sebou porovnávali pouze ženy, které pravidelně běhají a které ne, objevili bychom korelaci se středním, téměř vysokým efektem ($r = 0,4994$), která je statisticky významná ($p = 0,0221$) a to v parametru APWr při extenzi nedominantní dolní končetiny v režimu excentrické kontrakce a při úhlové rychlosti 60°/s. U atletek byly v tomto případě naměřeny vyšší hodnoty 3,05 J/kg než u neatletek 2,49 J/kg.

Tabulka 7

Výsledky vzájemného porovnání hodnot APT_r, APW_a a APW_r při extenzi kyčle nedominantní dolní končetiny v excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 60°/s mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

extenze NDK		Z	p-hodnota	r
ex 60	APT _r	1,4481	0,1476	0,2234
	APW _a	1,3096	0,1903	0,2021
	APW _r	2,1533	0,0313	0,3323*

Poznámka. NDK = nedominantní dolní končetina; ex 60 = excentrická kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s; APTr = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v relativní hodnotě (Nm/kg); APWa = průměrná maximální práce vyjádřena v absolutní hodnotě (J); APWr = průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě (J/kg); Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test (* = střední efekt).

Tabulka 8 zobrazuje extenzi nedominantní dolní končetiny při úhlové rychlosti 120°/s. Můžeme pozorovat, že byl nalezen statisticky významný rozdíl ($p = 0,0156$) se středním efektem ($r = 0,3805$) v parametru APWr mezi běžci a neběžci při excentrickém režimu kontrakce. Běžci dosahovali průměrných relativních hodnot svalové práce 3,55 J/kg, zatímco u neběžců se pohybovala průměrná hodnota v nižších číslech 3,05 J/kg. Tabulka také znázorňuje parametr APWr mezi sportovci a nespportovci při koncentrické kontrakci a úhlové rychlosti 120°/s, kde se nacházela střední korelace ($r = 0,3818$), která však nebyla statisticky významná ($p = 0,1468$).

V případě, že bychom porovnávali pouze chlapce, můžeme konstatovat, že mezi chlapci sportovci a chlapci nespportovci byla v parametru APWr během extenze kyčelního kloubu nedominantní dolní končetiny při excentrické kontrakci s úhlovou rychlostí 120°/s zjištěna korelace se středním efektem ($r = 0,4417$), která je statisticky významná ($p = 0,048$). Chlapci běžci vykazovali průměrnou hodnotu svalové práce 3,77 J/kg a chlapci neběžci 3,30 J/kg.

Tabulka 8

Výsledky vzájemného porovnání hodnot APTr a APWr při extenzi kyčle nedominantní dolní končetiny v koncentrické a excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 120°/s mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

extenze NDK		Z	p-hodnota	r
con 120	APTr	0,6667	0,5050	0,1852
	APWr	1,4510	0,1468	0,3818*
ex 120	APTr	1,0327	0,3017	0,2603
	APWr	2,4194	0,0156	0,3805*

Poznámka. NDK = nedominantní dolní končetina; con 120 = koncentrická kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s; ex 120 = excentrická kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s; APTr = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v relativní hodnotě (Nm/kg); APWr = průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě (J/kg); Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test (* = střední efekt).

Na výzkumnou otázku, zda existuje rozdíl v extenzi kyčelního kloubu u sportovců a nesportovců na nedominantní dolní končetině, můžeme odpovědět následovně. Existuje statisticky významný rozdíl mezi sportovci a nesportovci během extenze nedominantní dolní končetiny, a to v parametru APWr při excentrické kontrakci s úhlovou rychlostí 60°/s i 120°/s, kdy běžci vykazují vyšší hodnoty než neběžci. V případě nižší úhlové rychlosti atleti dosahují průměrné hodnoty 3,20 J/kg, zatímco u neatletů je hodnota relativní svalové práce nižší 2,80 J/kg. Při vyšší úhlové rychlosti byla u sportující skupinky opět naměřena vyšší hodnota 3,55 J/kg oproti skupince nesportujících 3,05 J/kg. V případě ženského pohlaví jsme objevili statistickou významnost v APWr při režimu excentrické kontrakce a úhlové rychlosti 60°/s, kdy běžkyně dosahovaly průměrných vyšších hodnot 3,05 J/kg než neběžkyně 2,49 J/kg. V rámci excentrie při vyšší úhlové rychlosti 120°/s byla nalezena statistická významnost i mezi mužským pohlavím, kde neběžci vykazovali nižší hodnoty 3,30 J/kg než běžci 3,77 J/kg.

5.5 Výzkumná otázka 5

Existuje rozdíl v hodnotě úhlu, kde bylo dosaženo maximálního průměrného vrcholového točivého momentu u sportovců a nesportovců?

V této výzkumné otázce byla mezi běžci a neběžci porovnávána hodnota úhlu, ve kterém dosáhli maximální síly během flexe či extenze kyčelního kloubu.

Tabulka 9 zobrazuje extenzi dominantní dolní končetiny při excentrické kontrakci s úhlovou rychlostí 60°/s a 120°/s. Z dat vyplývá, že mezi sportovci a nesportovci byl nalezen statisticky významný rozdíl ($p = 0,0480$) se středním efektem ($r = 0,3055$) v hodnotě dosažení úhlu maxima při excentrické kontrakci s úhlovou rychlostí 120°/s. Zatímco běžci vykazovali maximum průměrně v 50° během pohybu z flexe do extenze, u neběžců nastávalo maximum v pozdější fázi pohybu, průměrně okolo 72°. V tabulce 9 je zmíněna i extenze dominantní dolní končetiny při excentrické kontrakci s úhlovou rychlostí 60°/s, která ač nedosáhla statisticky významné hodnoty ($p = 0,0698$), blíží se její hladině.

U flexe nedominantní dolní končetiny nebyla mezi sportovci a nesportovci prokázána statistická významnost v žádné oblasti měření.

Pokud bychom mezi sebou porovnávali pouze dívky sportovkyně a dívky nesportovkyně, našli bychom statistickou významnost ($p = 0,0183$) s vysokým efektem ($r = 0,5165$) u hodnoty úhlu, ve kterém bylo dosaženo APT během extenze kyčle dominantní dolní končetiny v režimu excentrické kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s. Sportovkyně vykazují maximum síly průměrně

v úhlu 58°, zatímco u dívek, které se řadí do skupiny neatletek, bylo maximum zaznamenáno průměrně v úhlu 77°.

Tabulka 9

Výsledky vzájemného porovnání hodnot A při extenzi kyčle dominantní dolní končetiny v excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 120°/s mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

extenze DDK		Z	p-hodnota	r
ex 60	A	-1,8133	0,0698	0,2799
ex 120		-1,9770	0,0480	0,3055*

Poznámka. DDK = dominantní dolní končetina; ex 60 = excentrická kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s; ex 120 = excentrická kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s; A = úhel, kde bylo dosaženo maximálního průměrného vrcholového točivého momentu; Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test (* = střední efekt).

Z dat v Tabulce 10 můžeme pozorovat, že mezi běžci a neběžci nebyla nalezena statistická významnost v parametru hodnoty úhlu, ve kterém je dosaženo maximálního APT.

V případě, že bychom porovnávali pouze dívky, našli bychom statisticky významný rozdíl ($p = 0,0183$) s vysokým efektem ($r = 0,5160$) v hodnotě úhlu, kde bylo zaznamenáno maximum APT u extenzorů v koncentrickém režimu kontrakce a úhlové rychlosti 120°/s na nedominantní dolní končetině. Běžkyně vykazovaly maximum průměrně v 91°, zatímco dívky, které pravidelně neběhají dosahovaly svého maxima průměrně v 98° během pohybu z flexe do extenze kyčle.

Tabulka 10

Výsledky vzájemného porovnání hodnot A při flexi kyčle nedominantní dolní končetiny v koncentrické kontrakci a úhlové rychlosti 120°/s mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

flexe NDK		Z	p-hodnota	r
con 120	A	1,0256	0,3051	0,2301

Poznámka. NDK = nedominantní dolní končetina; con 120 = koncentrická kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s; A = úhel, kde bylo dosaženo maximálního průměrného vrcholového točivého momentu; Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test.

V tabulce 11 můžeme pozorovat porovnání mezi atlety a neatlety při extenzi nedominantní dolní končetiny během excentrické kontrakce s úhlovou rychlostí 120°/s. V tomto případě byla mezi sportovci a nesportovci zjištěna korelace se středním efektem ($r = 0,3081$), která je statisticky významná ($p = 0,0455$). Běžci dosahovali během pohybu z flexe do extenze kyčle svého maximu průměrně v úhlu 50°, zatímco u neběžců byla průměrná hodnota úhlu, ve kterém dosahovali maxima, 70°.

Tabulka 11

Výsledky vzájemného porovnání hodnot A při extenzi kyčle nedominantní dolní končetiny v excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 120°/s mezi běžci a neběžci pomocí Mann-Whitneyho U testu

extenze NDK		Z	p-hodnota	r
ex 120	A	-2,0010	0,0455	0,3081*

Poznámka. NDK = nedominantní dolní končetina; ex 120 = excentrická kontrakce při úhlové rychlosti 120°/s; A = úhel, kde bylo dosaženo maximálního průměrného vrcholového točivého momentu; Z = hodnota testovacího kritéria Mann-Whitneyho testu; p-hodnota = hladina statistické významnosti; r = koeficient effect-size pro Mann-Whitney test (* = střední efekt).

Na výzkumnou otázku, zda existuje rozdíl mezi hodnotami úhlu, ve kterém bylo dosaženo maximálního APT mezi běžci a neběžci, můžeme odpovědět následovně. Existuje statisticky významný rozdíl, kterého bylo dosaženo při extenzi dominantní i nedominantní dolní končetiny v rámci excentrické kontrakce a úhlové rychlosti 120°/s mezi sportovci a nesportovci ve velikosti úhlu, kdy bylo dosaženo maxima. Na dominantní dolní končetině při kontrakci výše zmíněných parametrů dosahovali sportovci maxima průměrně v úhlu 50° oproti neběžcům, kteří vykazovali průměrnou hodnotu 72°. Na nedominantní dolní končetině běžci dosahovali svého maxima APT v 50°, zatímco neběžci v pozdější fázi pohybu, zhruba v 70°. V případě, že bychom zhodnotili rozdíl mezi dívkami atletkami a neatletkami, statisticky signifikantní rozdíl s vysokým efektem bychom našly při extenzi kyčle na dominantní dolní končetině v režimu excentrické kontrakce a úhlové rychlosti 120°/s, kde dívky běžkyně dosahovaly svého maxima průměrně v úhlu 58°, zatímco dívky neběžkyně měly své maximum průměrně v úhlu 77°. V dámské populaci byl nalezen i signifikantní rozdíl s vysokým efektem při extenzi kyčle na nedominantní dolní končetině v režimu koncentrické kontrakce a úhlové rychlosti 60°/s. Sportovkyně vykazovali maximální hodnoty APT během pohybu z flexe do extenze v úhlu 91°, zatímco u nesportovkyně byla zaznamenána průměrná hodnota úhlu 98°.

6 DISKUSE

Tématem diplomové práce bylo porovnat a následně zhodnotit svalovou sílu flexorů a extenzorů kyčelního kloubu mezi běžci a neběžci ve věkovém rozmezí 15 až 18 let. Kromě parametru APT (průměrný vrcholový točivý moment) v absolutní i relativní hodnotě, který nám dává informace o velikosti svalové síly, byla sesbírána data o velikosti svalové práce vyjádřena pomocí APW (průměrná maximální práce), také v absolutní i relativní hodnotě. U všech probandů jsme v rámci měření zaznamenali i hodnotu úhlu, ve kterém byla naměřena průměrně největší svalová síla.

Měření na izokinetickém dynamometru probíhalo jednorázově. Pohyb do flexe i extenze kyčle byl zaznamenán v režimu koncentrické i excentrické svalové kontrakce, při úhlové rychlosti $60^\circ/s$ a $120^\circ/s$ na dominantní i nedominantní dolní končetině.

Funkce kyčelních svalů je klíčová pro mnoho druhů činností běžného denního života a může být důležitá pro posturální stabilitu a dynamickou rovnováhu (Grunte et al., 2010). Konkrétně při běhu jsou flexory a extenzory kyčelního kloubu velmi důležité. První zmíněná svalová skupina zajišťuje zvednutí dolní končetiny k trupu během švihové fáze běžeckého cyklu. Čím jsou silnější flexory kyčelního kloubu, tím lepší je výchozí pozice pro dynamický pohyb vpřed, který bude rychlejší a účinnější než v případě, kdy by byly flexory kyčle oslabeny. Extenzory jsou druhou zmíněnou svalovou skupinou a při běhu hrají klíčovou roli v odrazu dolní končetiny od země a tím posun těla vpřed.

Studii, které by se zabývaly hodnocením svalové síly flexorů a extenzorů u dospívající populace pomocí izokinetického dynamometru je poměrně malé množství. V dnešní době neexistují žádné studie, které by určovaly normativní hodnoty svalové síly flexorů a extenzorů kyčelního kloubu u dospělých či adolescentů. Studie, které by se zabývaly vykonanou svalovou prací při pohybu kyčle v sagitální rovině téměř chybí. V rámci izokinetického měření se výzkumná oblast zabývá především kolenním kloubem, ale kloub kyčelní je v tomto ohledu zanedbán. Z tohoto důvodu byla sesbírána data v rámci parametru APT i APW v absolutních a relativních hodnotách (Příloha 5, 6, 10, 11). V neposlední řadě byla sesbírána data o hodnotě úhlu, ve kterém bylo dosaženo maximálního APT a stejně jako předchozí parametry byl tento úhel porovnán mezi běžci a neběžci.

Ačkoliv nám testování ukázala nějaké hodnoty, musíme brát potaz i fakt, že testování proběhlo při určité úhlové rychlosti, ale ve skutečnosti pohyby do flexe a extenze kyčelního kloubu při běhu probíhají jinou rychlostí, ve většině případů větší.

6.1 Flexe kyčelního kloubu u sportovců a nespportovců

V rámci měření na isokinetickém dynamometru byla flexe kyčelního kloubu testována v koncentrickém i excentrickém režimu kontrakce při úhlové rychlosti 60°/s a 120°/s. Testování u sportovců i nespportovců proběhlo na dominantní i nedominantní dolní končetině.

Ačkoliv parametry APT a APW vyšly v absolutních hodnotách ve prospěch sportovců, výjimkou byla pouze flexe dominantní dolní končetiny v excentrickém režimu kontrakci při úhlové rychlosti 60°/s, kde dosáhli vyšších hodnot neběžci, budeme porovnávat APT a APW v relativních hodnotách, tedy po přepočtení na tělesnou hmotnost jedince. Jaric (2002) upozorňuje na důležitost normalizace hodnot podle velikosti těla. Pokud bychom data porovnávali v absolutních hodnotách, mohly by být výsledky značně zkreslené.

Při flexi kyčelního kloubu byl mezi sportovci a nespportovci nalezen statisticky významný rozdíl ($p = 0,0401$) se střední korelací ($r = 0,4823$) v parametru APWr na nedominantní dolní končetině při flexi kyčle a koncentrické kontrakci s úhlovou rychlostí 120°/s (Tabulka 6). Dále byla u parametru APT_r při flexi nedominantní dolní končetiny a koncentrické aktivitě svalu s úhlovou rychlostí 120°/s zjištěna střední korelace ($r = 0,3476$), avšak bez statistického významu ($p = 0,2554$). Nedaleko od statistické významnosti s nízkým efektem se při flexi dominantní dolní končetiny pohybovala i APWr ($p = 0,1476$; $r = 0,2234$) v excentrickém režimu kontrakce a úhlové rychlosti 120°/s (Tabulka 2) a APWr ($p = 0,1098$; $r = 0,2468$) v koncentrickém režimu kontrakce s úhlovou rychlostí 60°/s (Tabulka 1).

Jedním z aspektů, které ovlivňují svalovou sílu, je průměr průřezu svalových vláken. Čím větší je průřezová plocha, tím větší svalovou sílu můžeme přepokládat. Tottori et al. (2021) do své studie, která zkoumá vztah mezi plochou průřezu svalů a výkonností ve sprintu, zahrnul 56 trénovaných mužů zaměřujících se na sprinterskou disciplínu (průměrný věk $20,7 \pm 1,6$ let) a 40 netrénovaných mladým mužům (průměrný věk $21,1 \pm 1,1$ let). Mezi skupinami atletů a neatletů byly nalezeny statistické rozdíly v absolutní i relativní průřezové ploše většiny svalů trupu a dolních končetin (včetně m. psoas major a m. gluteus maximus) ve prospěch sportujících jedinců. Tento fakt by naznačoval, že u běžců bychom měli při isokinetickém testování získat vyšší hodnoty APT než u neběžců, což naše výsledky potvrzují. Autor uvádí, že větší průřezová plocha svalu, především flexoru kyčelního kloubu, významně koreluje s lepším časem při běhu.

Toto zjištění potvrzují i Ema et al. (2018), kteří ve své výzkumné práci porovnávali mladé sprintery a netrénované muže. Po analýze měření bylo vyhodnoceno, že sprinteři mají významně větší objemy flexorů a extenzorů kyčle. Dále naznačují, že s běžecským výkonem také souvisí objemy stehenních svalů, konkrétně m. rectus femoris, který podstatně přispívá k vyšší rychlosti

běhu a u sprinterů je stejně jako flexory a extenzory kyčle objemově větší ve srovnání s netrénovanými jedinci.

Už u chlapců před pubertou (průměrný věk $11,6 \pm 0,4$ let) se ukazuje, že větší muskulatura flexorů kyčle a extenzorů kolene u sprinterů může pomoci dosáhnout lepšího běžeckého výkonu (Tottori et al., 2018).

Jak již bylo zmíněno v teoretické části, muži vykazují větší plochy průřezu pro všechny typy svalových vláken, větší procento distribuce a plochy rychlých svalových vláken než ženy, u kterých jsou z hlediska distribuce a plochy více zastoupena pomalá svalová vlákna. To může naznačovat přítomnost větší svalové síly a výkon u mužů a lepší svalovou vytrvalost u žen (Nuzzo, 2024). Pokud budou svalová vlákna podléhat pravidelnému tréninku a adaptaci na zátěž, získávají lepší předpoklad pro schopnost generovat vyšší maximální svalovou sílu. To znamená, že u běžců můžeme najít vyšší hodnoty APTr než u neběžců, což výsledky našeho testování potvrzují.

Ačkoliv se po analýze naměřených hodnot neukázaly statisticky významné rozdíly mezi chlapci, kteří se pravidelně věnují běžeckým tréninkům a chlapci, kteří se řadí do skupiny neběžců, byly nalezeny hodnoty, které se hladině statistické významnosti blížily. V parametru APTr při flexi dominantní dolní končetiny v koncentrickém režimu kontrakce a v úhlové rychlosti $60^\circ/s$ ($p = 0,1489$; $r = 0,3150$) i v úhlové rychlosti $120^\circ/s$ ($p = 0,1927$; $r = 0,2843$). Na nedominantní dolní končetině během flexe v koncentrické svalové aktivitě a úhlové rychlosti $120^\circ/s$ se statistické významnosti ($p = 0,1489$) se středním efektem ($r = 0,3228$) mezi atlety a neatlety blížil parametr APTr.

Miller et al. (2022) naznačují, že svalová síla flexorové skupiny kyčle u běžkyň (průměrný věk zhruba 25 let), především u sprinterek, je velmi důležitým faktorem pro výkon, dokonce ještě více než u mužů. Z tohoto důvodu je na ženy kladen větší požadavek na rychlejší zotavení svalů dolních končetin během běhu. Autor tento poznatek spojuje se studií (Paruzel-Dyja et al., 2006), kde bylo zjištěno, že u žen je s výkonem ve sprintu spojována frekvence kroků, zatímco u mužů je to délka kroku.

Z našich výsledků však vyplývá, že u ženského pohlaví ve věku adolescence nebyl v rámci flexe kyčelního kloubu mezi atletkami a neatletkami nalezen v parametru APTr statisticky významný rozdíl. I přes tento fakt vykazovaly sportovkyně vyšší naměřené hodnoty než dívky, které se pravidelně běhu nevěnují.

Pokud bychom však porovnávali svalovou práci, můžeme mezi dívkami běžkyněmi a neběžkyněmi nalézt statisticky významný rozdíl ($p = 0,084$) se středním efektem ($r = 0,3766$) a to během flexe kyčle na nedominantní dolní končetině v režimu excentrické kontrakce při úhlové rychlosti $120^\circ/s$.

Běžcům, kteří nemají dostatečnou svalovou sílu v oblasti kyčelních flexorů je doporučován jejich silový trénink. Thorborg et al. (2016) ve studii uvádí, že jednoduchý trénink síly kyčelních flexorů pomocí elastických therabandů po dobu 6 týdnů zlepšuje jejich sílu v průměru o 17 %. Tento nárůst je srovnatelný s tím, čeho lze dosáhnout trénováním na posilovacích strojích. Autoři tedy doporučují zařadit posilovací program z důvodu zlepšení svalové síly kyčelních flexorů především u aktivit vyžadující vysokou rychlost flexe v kyčli, jako je například běh.

6.2 Extenze kyčelního kloubu u sportovců a nespportovců

Extenzorová skupina kyčelního kloubu je velmi důležitá v rámci každodenních pohybů, ale i sportovních činností, především v těch, co se specializují na výbušnou sílu a rychlost.

Musculus gluteus maximus je klíčový extenzor kyčle. Je schopný vygenerovat sílu až 34 kg, čímž se stává nejsilnějším svalem v celém těle. Jeho vlákna jsou schopny se při kontrakci zkrátit až o 15 cm (Kapandji, 1991). Je to největší a nejsilnější sval v těle. Jako stabilizační a dynamický sval se podílí na téměř každém pohybu souvisejícím s dolními končetinami (Zhu, 2024).

Mohammad & Elsaís (2020) upozorňují na to, že dostatečná svalová síla m. gluteus maximus se stává důležitou nejen v rámci prevence zranění, ale i v následné rehabilitaci, například u zranění v oblasti kolenního kloubu související s během.

Sugisaki et al. (2018) do výzkumu zahrnuli mladé běžce (průměrný věk $19,9 \pm 1,4$ let) a snažili se objasnit vztah mezi svalnatostí dolních končetin a časem běhu na 100 metrů. Jejich výsledky uvádí, že až 23 % variability výkonnosti lze vysvětlit relativním rozdílem mezi svalnatostí m. gluteus maximus a m. quadriceps femoris, kdy rychlejší běžci mají větší objem m. gluteus maximus v porovnání s objemem m. quadriceps femoris.

Z dosavadně získaných poznatků o svalovém objemu a svalové práci při isokinetické kontrakci můžeme usoudit, že u hypertrofických svalů budeme pozorovat větší hodnoty vykonané práce. To znamená, že běžci by měli vykazovat větší hodnoty APW než neběžci. V našich výsledcích byla mezi sportovci a nespportovci nalezena střední korelace ($r = 0,4823$), která byla statisticky významná ($p = 0,0401$) a to v parametru APWr při extenzi kyčle nedominantní dolní končetiny během excentrické kontrakce a úhlové rychlosti $120^\circ/s$.

V případě, že bychom zhodnotili výsledky u chlapců, kteří se pravidelně účastní běžeckých tréninků a kteří ne, našli bychom statisticky významný rozdíl ($p = 0,0482$) se středním efektem ($r = 0,4417$) v parametru APWr u extenze nedominantní dolní končetiny, a to v režimu excentrické kontrakce při úhlové rychlosti $120^\circ/s$.

Velký důraz na dostatečnou svalovou sílu hýžďových svalů, především m. gluteus medius a minimus, klademe především u žen, a to z důvodu většího addukčního postavení kyčelního kloubu, které bývá zpravidla větší než u mužů. Autoři zmiňují, že ženy vykazovaly o 71,3 % větší sílu m. gluteus medius a o 86,8% větší sílu m. gluteus minimus. Naopak síla m. gluteus maximus byla o 58,17 % menší ve srovnání s muži. V oblasti hamstringů ženy opět disponovaly větší svalovou silou než muži a to o 26,9 % (Vannatta & Kernozek, 2021).

Z našich výsledků vyplývá, že pokud budeme porovnávat APWr mezi sportujícími a nespportujícími dívkami, statistické významnosti zde objevíme u excentrické kontrakce na dominantní i nedominantní dolní končetině. U nedominantní dolní končetiny během úhlové rychlosti 60°/s bylo dosaženo statistické významnosti ($p = 0,0221$) se středním, téměř vysokým efektem ($r = 0,4994$). Na dominantní dolní končetině byla mezi atletkami a nespportujícími dívkami překonána hladina statistické významnosti při úhlové rychlosti 60°/s ($p = 0,0448$; $r = 0,4379$) i 120°/s ($p = 0,0022$; $r = 0,6684$). Pokud bychom porovnávali mezi dívkami atletkami a neatletkami parametr APTr, v žádném typu kontrakce bychom při extenzi kyčelního kloubu nedosáhli statisticky významného rozdílu, přestože sportovkyně vykazovali v relativních hodnotách větší APT než nespportovkyně.

Na pohybu do extenze kyčle se podílí i hamstringová skupina svalů, přičemž Takahashi et al. (2021) upozorňují na důležitost m. semitendinosus, jehož relativní objem pozitivně koreluje s rychlostí běhu. Pokud bychom se podívali na atlety a neatlety během extenze kyčelního kloubu, zaznamenali bychom na dominantní dolní končetině statisticky významný rozdíl ($p = 0,0079$) se středním efektem ($r = 0,4050$) u APTr při excentrické kontrakci a úhlové rychlosti 120°/s.

Výsledky studie od Teng & Powers (2016) naznačují, že běžci se sníženou silou extenzorů kyčelního kloubu vykazovali vzpřímenější držení trupu, aby minimalizovali nároky na extenzory kyčle. Tato strategie vedla k nadměrnému používání extenzorů kolene a může přispívat k větší pravděpodobnosti výskytu běžeckých zranění v oblasti kolenního kloubu. Naproti tomu běžci s větší svalovou silou extenzorů kyčle vykazovali nakloněný trup více dopředu, větší množství svalové práce vykonávané extenzory kyčle a méně extenzory kolene. Z tohoto důvodu klademe důraz na dostatečně silné extenzory kyčle, které mohou pomoci k lepší biomechanice běhu a sekundárně lepšímu sportovnímu výkonu.

Miller et al. (2022) také potvrzují důležitost svalového objemu extenzorů, ale i flexorů kyčelního kloubu pro dosažení lepšího výkonu při sprintu a běhu obecně.

V neposlední řadě bychom měli myslet na to, že dysfunkce gluteálních svalů příčinou a důsledkem mnoha zranění dolních končetin (Zhu, 2024).

6.3 Hodnoty úhlů, kde bylo dosaženo maximální síly

Při úhlové rychlosti 60°/s nebyly při extenzi kyčelního kloubu na dominantní ani nedominantní dolní končetině nalezeny statisticky významná data mezi běžci a neběžci. To samé platí při pohybu kyčelního kloubu do flexe. Avšak při vyšší úhlové rychlosti, tedy 120°/s se na dominantní dolní končetině při extenzi kyčle a excentrickém režimu kontrakce projevila statistická významnost ($p = 0,0481$) se středním efektem ($r = 0,3056$) mezi sportovci a nespportovci. Sportovci dosahovali průměrně svého maxima v úhlu 50°, zatímco u nespportovců to bylo v pozdější fázi pohybu, průměrně při 72° v pohybu z flexe do extenze (Příloha 12). Statisticky významný rozdíl ($p = 0,0455$) se středním efektem ($r = 0,3081$) se projevil i na nedominantní dolní končetině při stejných parametrech svalové kontrakce, kde sportovci dosahovali průměrně maxima APT v úhlu 50°, zatímco nespportovci v úhlu 70°.

Signifikantní data můžeme nalézt i mezi dívkami, a to konkrétně při úhlové rychlosti 120°/s a excentrické svalové aktivitě při extenzi kyčle na dominantní ($p = 0,0183$; $r = 0,5165$) dolní končetině. Dívky, které se věnují běhu dosahovaly maximální síly při pohybu z flexe kyčle do extenze průměrně z 58°, dívky, které se zařadily do skupiny neběžců vykazovaly největší svalovou sílu průměrně v úhlu 77°. Na nedominantní dolní končetině při extenzi kyčle a úhlové rychlosti 120°/s se v režimu koncentrické kontrakce projevila mezi běžkyněmi a neběžkyněmi statistická významnost ($p = 0,0183$) s vysokým efektem ($r = 0,5160$), kdy sportující dívky dosahovaly maximální síly průměrně v úhlu 91° a nespportující dívky při 98°.

6.4 Podmínky a limity studie

Mezi limity této práce patří malý počet testovaných osob. Pro potvrzení výsledků studie a pro další výzkumné účely by bylo potřeba výzkumný soubor rozšířit.

Limitem výzkumu může být také motivace jedince, která je klíčová pro vyvinutí maximální izokinetické svalové síly. Z tohoto důvodu byli účastníci při samotném měření verbálně povzbuzováni. Motivace pro účastníky mohla být i vizuální, protože během svalové aktivity byla možnost sledovat zpětnou vazbu v podobě grafu na monitoru přístroje.

Do studie byly zahrnuty běžci s tréninkovým plánem a pravidelnými tréninky. Druhou skupinu neběžců tvořili ti, kteří se sportu nevěnují, nebo se mu věnují na rekreační úrovni, přesto pohybovou aktivitu mají, pouze v menší míře oproti nespportovcům. Další studie, která se bude zabývat touto problematikou by mohla porovnat jedince, kteří vykonávají pravidelnou pohybovou běžeckou aktivitu s těmi, kteří nespportují vůbec. Také by budoucí studie mohla

účastníky, kteří by spadali do kategorie „běžci“ rozřadit dle specializace na sprintery a ti, kteří se věnují vytrvalostnímu běhu.

6.5 Význam výsledků v souvislosti s praxí

Ve výzkumu diplomové práce nebyl dokázán statisticky významný rozdíl v parametru APTr mezi běžci a neběžci při flexi či extenzi dolní končetiny, přestože skupina sportovců dosáhla vyšších hodnot APTr oproti skupině nespportovců.

Pokud bychom však hodnotili parametr APWr, našli bychom statisticky signifikantní rozdíl mezi sportovci a nespportovci při flexi, ale především při extenzi dominantní i nedominantní dolní končetiny. Sportovci během izokinetické kontrakce vykazovali vyšší naměřené relativní hodnoty svalové práce než nespportovci. To poukazuje na skutečnost, že u běžců díky adaptaci na fyzickou zátěž můžeme předpokládat větší svalový objem, což je jedním z faktorů, které nám ovlivňují svalovou sílu a tím i práci svalu.

Absence běžeckých tréninků u skupiny neběžců nepodporuje adaptaci svalových vláken na zátěž a můžeme tak předpokládat, že průměr svalových vláken zatěžovaného svalu při dané pohybové aktivitě bude menší než u skupiny sportovců. Tento faktor determinuje i možnosti svalu. Ačkoliv neatleti vykazují podobné hodnoty APTr jako atleti, statistická významnost v parametru APWr potvrzuje rozdíl mezi skupinami ve vykonané svalové práci během extenze a flexe kyčle. Zatímco nespportovci jsou schopni vygenerovat podobný APTr jako neběžci, jejich svalová práce nevykazuje známky continuity. To znamená, že při izokinetické kontrakci je u nespportovců rychlý nástup svalové síly do maxima, ale po dosažení vrcholné hodnoty toto maximum rychle klesá. Svalová práce tedy není tak efektivní a souvislá oproti běžcům, kteří jsou schopni své maximum udržovat po delší dobu svalové aktivity.

Mohli bychom také předpokládat, že i v období adolescence by se nám zde projevil důsledek pravidelného tréninkového zatížení v souvislosti se svalovou vytrvalostí, která se na izokinetickém dynamometru měří ve vyšších úhlových rychlostech ($180^\circ/s$). Ovšem pro osvědčení tohoto tvrzení je nutno dalšího výzkumu.

Třetí část výzkumného měření se věnovala hodnotě úhlu, ve kterém byla zaznamenána největší hodnota APT. V rámci flexe kyčelního kloubu zde nebyl zaznamenán žádný statisticky významný rozdíl mezi atlety a neatlety. Během extenze kyčelního kloubu se už statisticky signifikantní výsledky mezi běžci a neběžci ukázaly. Obecně lze říct, že u běžců nastávalo maximum v dřívější fázi pohybu z flexe do extenze než u neběžců. Atleti při běhu potřebují ve fázi odrazu vygenerovat pomocí kyčelního kloubu dostatečnou sílu pro zachování efektivity

pohybu, proto předpokládáme, že díky adaptaci během běžecých tréninků jsou sportovci schopni vykonat větší sílu v dřívější fázi svalové kontrakce, tedy v menším rozsahu pohybu než neběžci. Další aspekt, který může ovlivňovat hodnotu úhlu, ve kterém bylo dosaženo maxima, představuje flexibilita dolní končetiny, která může přispět k efektivnější práci svalů a sekundárně i vyšší svalové síly. Ačkoliv jsme zjišťovali dosažené maximum APT mezi atlety a neatlety, měli bychom brát tyto údaje s rezervou, protože při izokinetickém měření byl nastaven rozsah pohybu kyčelního kloubu v rozmezí 0° až 110°. Další rozdíl, na který nesmíme zapomenout, mezi měřeními v laboratorních podmínkách a samotným během je ten, že při běhu jde kyčelní kloub do extenze, zatímco při měření v laboratoři extenze kyčle představovala pohyb z flexe do nulového postavení kyčelního kloubu. Pro potvrzení našich dat, popřípadě získání nových a přesnějších je potřeba dalších výzkumů.

7 ZÁVĚRY

V této diplomové práci byla zkoumána svalová síla a druhotně i svalová práce při isokinetickém pohybu do flexe a extenze kyčelního kloubu na dominantní i nedominantní dolní končetině. V rámci získaných hodnot jsme porovnávali sportující jedince, kteří se pravidelně věnují běhu a nesportující, nebo rekreačně sportující zabývající se jiným sportem než během. Měření probíhalo jednorázově na isokinetickém dynamometru Isomed 2000. Výzkumu se zúčastnilo 42 jedinců ve věku 15 až 18 let. Do skupiny běžců bylo zahrnuto 22 jedinců (11 chlapců a 11 dívek) a do skupiny neběžců 20 jedinců (10 chlapců a 10 dívek).

Se získanými daty jsme pracovali v parametru APT (průměrný vrcholový točivý moment) a APW (průměrná maximální vykonaná práce). Ačkoliv byla data změřena v absolutních hodnotách, vydělením tělesné hmotnosti jedince byla převedena na hodnoty relativní, které nám slouží pro lepší interpretaci a minimalizaci zkreslení výsledků.

Výsledky práce ukazují, že ačkoliv sportující skupina vykazovala vyšší hodnoty APT při flexi i extenzi kyčelního kloubu, mnoho z nich nedosahovalo statisticky významné hladiny, která byla určena jako $p < 0,05$. Tento fakt poukazuje na to, že existuje více determinantů úrovně svalové síly a běh sám o sobě nemá takový význam na svalovou sílu flexorů a extenzorů kyčelního kloubu u mladých dospívajících.

V případě, že bychom hodnotili výsledky porovnání APWr mezi běžci a neběžci, našli bychom zde statisticky významné rozdíly. Průměrně větší svalovou práci vykonají běžci při flexi nedominantní dolní končetiny v koncentrickém režimu kontrakce s úhlovou rychlostí $120^\circ/\text{s}$.

Při extenzi kyčle dosáhly naměřené hodnoty běžců a neběžců statistické významnosti ve prospěch sportovců na dominantní i nedominantní dolní končetině. Na dominantní dolní končetině se jednalo o režim excentrické kontrakce s úhlovou rychlostí $120^\circ/\text{s}$. V rámci nedominantní dolní končetiny dosáhl parametr APWr signifikantního rozdílu při excentrické kontrakci, a to v obou úhlových rychlostech, tedy při $60^\circ/\text{s}$ i $120^\circ/\text{s}$.

Vyšší hodnoty APWr ve prospěch sportujících byly nalezeny i mezi dívkami, které se věnují pravidelně běžeckým tréninkům a které vykonávají pohybovou aktivitu na rekreační úrovni či vůbec. To samé platí i v rámci porovnání mezi chlapci sportovci a chlapci nesportovci.

Diplomová práce odpověděla na výzkumné otázky a podařilo se porovnat svalovou sílu a sekundárně i svalovou práci při flexi a extenzi kyčelního kloubu u mladých dospívajících běžců a neběžců ve věku 15 až 18 let.

8 SOUHRN

Tato diplomová práce se zabývala problematikou svalové síly flexorů a extenzorů kyčelního kloubu u mladých jedinců ve věku 15 až 18 let. Cílem praktické části bylo porovnat skupinu běžců a neběžců v parametrech izokinetického měření. Testování proběhlo jednorázově na izokinetickém dynamometru Isomed 2000 na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Skupiny, které byly mezi sebou porovnávány, měly po výpočtu průměrného věku, tělesné výšky a tělesné hmotnosti přibližně stejné hodnoty. Testování bylo u všech účastníků zahájeno stejně. Po odebrání anamnézy se přešlo k zahřátí na bicyklovém trenažeru a poté k rozcvičce, která zahrnovala dynamický strečink se zaměřením na flexory a extenzory kyčelního kloubu. Jakmile byl jedinec rozcvičený, přešlo se k zaujetí a fixaci pozice na izokinetickém dynamometru. Dotyčným byla vysvětlena návaznost svalových kontrakcí v každém cyklu svalové aktivity (testovaný pohyb a jeho rychlost, typ svalové kontrakce, pauza mezi svalovou aktivací, gravitační korekce). Každý proband dostával stejné slovní instrukce a zpětnou vazbu. Tímto jsme se snažili docílit co největší objektivizace testování.

Naměřená data (APT = průměrný vrcholový točivý moment; APW = průměrná maximální svalová práce) byla z absolutních hodnot převedeny na relativní. Z měření byl také vyjmut parametr (A = angle), který nám dává informaci o tom, v jakém úhlu daného pohybu bylo dosaženo maximální svalové síly.

Teoretická část obsahuje syntézu poznatků o svalové síle, vlastnostech svalu a typech svalové kontrakce. Dále je zde rozebrána izokinetická dynamometrie, běžecký cyklus a svalová práce během cyklu běhu, nejčastější lokalizace zranění a jeho funkční etiologie. Jedna z kapitol je věnovaná i období adolescence a změnám, které v tomto věkovém rozmezí každého jedince ovlivňují. V kapitole Metodika je blíže popsán výzkumný soubor, postup samotného měření a jeho technické parametry.

Výsledky statistického zpracování dat naznačují, že běžci dosahují vyšších hodnot v parametru APT a disponují větší APW během izokinetické aktivity svalu. Statistická významnost parametru APW mezi běžci a neběžci se potvrdila při extenzi kyčle v excentrickém režimu kontrakce na dominantní i nedominantní dolní končetině a při flexi na nedominantní dolní končetině v koncentrické aktivitě svalu, kde ve všech případech vykazují sportovci vyšší naměřené hodnoty. Co se týká úhlu, kde bylo dosaženo maxima, statistická významnost mezi běžci a neběžci byla nalezena u extenze dominantní i nedominantní dolní končetiny během excentrické kontrakce a úhlové rychlosti $120^\circ/\text{s}$, kde sportovci dosahovali svého maxima při zhruba 50° , zatímco nesportovci průměrně okolo 71° .

9 SUMMARY

This master thesis is focused on the issue of hip flexor and extensor muscle strength in young subjects aged 15 to 18 years. The aim of the practical part was to compare a group of runners and non-runners in isokinetic measurement parameters. The testing was performed on the Isomed 2000 isokinetic dynamometer at the Faculty of Physical Culture of Palacký University in Olomouc. The groups that were compared with each other had approximately the same values after calculating the average age, body height and body weight. Testing was initiated equally in all participants. After taking anamnesis, the participants proceeded to a warm-up on a bicycle trainer, followed by a warm-up that included dynamic stretching with a focus on the hip flexors and extensors. Once the individual was warmed up, we moved on to positioning and fixation on the isokinetic dynamometer. The continuity of muscle contractions in each cycle of muscle activation (movement tested and its speed, type of muscle contraction, pause between muscle activation, gravity correction) was explained to the subject. Each proband received the same verbal instructions and feedback. In this way, we tried to achieve as much objectivity in testing as possible.

The measured data (APT = average peak torque; APW = average peak muscle work) were converted from absolute values to relative values. The parameter (A = angle) was also extracted from the measurements, which gives us information about at what angle of a given movement the maximum muscle force was achieved.

The theoretical part contains a synthesis of knowledge about muscle force, muscle properties and types of muscle contraction. It also discusses isokinetic dynamometry, the running cycle and muscle work during the running cycle, the most common injury locations and their functional etiology. One chapter is also devoted to the period of adolescence and the changes that affect each individual in this age range. The methodology chapter provides a more detailed description of the research setup, the measurement procedure itself and its technical parameters.

The results of statistical data processing suggest that runners achieve higher values in the APT parameter and possess greater APW during isokinetic muscle activity. The statistical significance of the APW parameter between runners and non-runners was confirmed during hip extension in the eccentric mode of contraction on both dominant and non-dominant lower limbs and during flexion on the non-dominant lower limb during concentric muscle activity, where in all cases athletes showed higher measured values. Regarding the angle where the maximum was reached, statistical significance between runners and non-runners was found for extension of the dominant and non-dominant lower limb during eccentric contraction and angular velocity

of $120^\circ/\text{s}$, where athletes reached their maximum at about 50° , while non-athletes averaged about 71° .

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Abdelmohsen, A. M. (2019). Leg dominance effect on isokinetic muscle strength of hip joint. *Journal of Chiropractic Medicine*, 18(1), 27–32. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2018.03.009>
- Akinoglu, B., Kocahan, T., & Soylu, C. (2017). Effects of core stabilization exercises on hip flexion and extension muscle strength in judo athletes. *Turkish Journal of Physiotherapy Rehabilitation-Fizyoterapi Rehabilitasyon*, 28(3), 100–110. <https://doi.org/10.21653/tfrd.360011>
- Babić, M., Čerkez Zovko, I., Martinac, M., Babić, R., Katić, S., & Lukanović, B. (2018). Povezanost tjeleovježbe i duševnog zdravlja studenata. *Zdravstveni glasnik*, 8, 33–43. <https://doi.org/10.47960/2303-8616.2018.8.33>
- Bartlett, R. (2007). *Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns* (2nd ed). Routledge.
- Beenakker, E. A. C., van der Hoeven, J. H., Fock, J. M., & Maurits, N. M. (2001). Reference values of maximum isometric muscle force obtained in 270 children aged 4–16 years by hand-held dynamometry. *Neuromuscular Disorders*, 11(5), 441–446. [https://doi.org/10.1016/S0960-8966\(01\)00193-6](https://doi.org/10.1016/S0960-8966(01)00193-6)
- Bernaciková, M. (2012). *Fyziologie pro RVS*. https://www.fsps.muni.cz/inovace-RVS/kurzy/fyziologie_pro_rvs/dynamometrie.html
- Bizovská, L., Janura, M., Urbaczka, J., Svoboda, Z., & Klein, T. (2023). *Biomechanika běhu*.
- Bláhová, K., Fencl, F., & Lebl Jan. (2019). *Pediatrická propedeutika* (třetí). Galén.
- Boreham, C. A. G., & McKay, H. A. (2011). Physical activity in childhood and bone health. *British Journal of Sports Medicine*, 45(11), 877–879. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2011-090188>
- Borges, V., Dias, J., Dias, R., Garcia, P., & Dvir, Z. (2015). Strength and torque consistency of the hip and knee flexors and extensors: A comparative study of elderly and young individuals. *Isokinetics and Exercise Science*, 23, 45–51. <https://doi.org/10.3233/IES-140563>
- Buckthorpe, M., Stride, M., & Villa, F. D. (2019). Assessing and treating gluteus maximus weakness – a clinical commentary. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(4), 655–669.

- Castro, M. P. de, Ruschel, C., Santos, G. M., Ferreira, T., Pierri, C. A. A., & Roesler, H. (2020). Isokinetic hip muscle strength: A systematic review of normative data. *Sports Biomechanics*, *19*(1), 26–54. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1464594>
- Connelly, C. M., Moran, M. F., & Grimes, J. K. (2020). Comparative analysis of hip muscle activation during closed-chain rehabilitation exercises in runners. *International Journal Of Sports Physical Therapy*, *15*(2), 229–237. <https://doi.org/10.26603/ijsp20200229>
- Croix, M. D. S. (2007). Advances in paediatric strength assessment: Changing our perspective on strength development. *Journal of Sports Science & Medicine*, *6*(3), 292–304.
- Čihák, R., Grim, M., Druga, R., Med, M., & Helekal, I. (2001). *Anatomie*. Grada.
- Dorn, T. W., Schache, A. G., & Pandy, M. G. (2012). Muscular strategy shift in human running: Dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. *Journal of Experimental Biology*, *215*(11), 1944–1956. <https://doi.org/10.1242/jeb.064527>
- Dowson, M. N., Nevill, M. E., Lakomy, H. K., Nevill, A. M., & Hazeldine, R. J. (1998). Modelling the relationship between isokinetic muscle strength and sprint running performance. *Journal of Sports Sciences*, *16*(3), 257–265. <https://doi.org/10.1080/026404198366786>
- Dugailly, P.-M., Brassinne, E., Pirotte, E., Mouraux, D., Feipel, V., & Klein, P. (2005). Isokinetic assessment of hip muscle concentric strength in normal subjects: A reproducibility study. *Isokinetics and Exercise Science*, *13*(2), 129–137. <https://doi.org/10.3233/IES-2005-0191>
- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: Muscle testing, interpretation and clinical applications* (2. ed). Churchill Livingstone.
- Dylevský, I. (2021). *Klinická kineziologie a patokineziologie*. Grada Publishing.
- Friedman, J. M., Diaz, L. E., Roemer, F. W., & Guermazi, A. (2023). *Imaging of common hip pathologies in runners*. *Japanese Journal of Radiology*. <https://link.springer.com/article/10.1007/s11604-022-01381-z#Sec18>
- Gomes Neto, M., Fossati Metsavaht, L., Luciano Arcanjo, F., de Souza Guimarães, J., Conceição, C. S., Guadagnin, E. C., Carvalho, V. O., & de Oliveira Lomelino Soares, G. L. (2023). Epidemiology of lower-extremity musculoskeletal injuries in runners: An overview of systematic reviews. *Current Emergency and Hospital Medicine Reports*, *11*(2), 74–87. <https://doi.org/10.1007/s40138-023-00263-6>
- Gomez-Bruton, A., Montero-Marín, J., González-Agüero, A., García-Campayo, J., Moreno, L. A., Casajús, J. A., & Vicente-Rodríguez, G. (2016). The effect of swimming during childhood and adolescence on bone mineral density: A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, *46*(3), 365–379. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0427-3>

- Goolsby, M. (2021). *Overtraining: What It Is, Symptoms, and Recovery*. Hospital for Special Surgery. https://www.hss.edu/article_overtraining.asp
- Grunte, I., Hunter, G. R., McCurry, B. D., Bolding, M. S., Roy, J. L. P., & McCarthy, J. P. (2010). Age and gender differences in hip extension and flexion torque steadiness. *Gerontology*, 56(6), 533–541. <https://doi.org/10.1159/000311935>
- Guermazi, A., Roemer, F. W., Robinson, P., Tol, J. L., Regatte, R. R., & Crema, M. D. (2017). *Imaging of muscle injuries in sports medicine: Sports imaging series*. <https://doi.org/10.1148/radiol.2017160267>
- Hamill, J., Knutzen, K. M., & Derrick, T. (2015). *Biomechanical basis of human movement* (4. ed). Wolters Kluwer.
- Hohmann, A., Lames, M., & Letzelter, M. (2010). *Úvod do sportovního tréninku* (1.).
- Hoshikawa, Y., Muramatsu, M., Iida, T., Nozomi, & Nakajima, Y. (2012). *Hip muscle strength and cross-sectional area in male and female junior sprinters at different performance levels*. <https://www.semanticscholar.org/paper/Hip-muscle-strength-and-cross-sectional-area-in-and-Hoshikawa-Muramatsu/2273a2d7a9549aa00bf386019f0e30e51ae8679d#cited-papers>
- Jacobsson, J., Timpka, T., Kowalski, J., Nilsson, S., Ekberg, J., & Renström, P. (2012). Prevalence of musculoskeletal injuries in Swedish elite track and field athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(1), 163–169. <https://doi.org/10.1177/0363546511425467>
- Jančík, J., Závodná, E., & Novotná, M. (2006). *Kapitola 3. Typy svalových vláken*. <https://is.muni.cz/elportal/estud/fspjs/js07/fyzio/texty/ch03.html>
- Jaric, S. (2002). Muscle strength testing. *Sports Medicine*, 32(10), 615–631. <https://doi.org/10.2165/00007256-200232100-00002>
- Kapandji, I. A. (1991). *The physiology of the joints: Annotated diagrams of the mechanics of the human joints. 2: Lower limb. - 5. ed., repr. - 1991*. Churchill Livingstone.
- Kiikka, D. (2020, duben 11). Complete guide to muscle fiber types. *The Sports Edu*. <https://thesportsedu.com/muscle-fiber-types/>
- Klíma, J., Kašák, F., Mrázek, J., Němečková, J., Pajerek, J., Smrčka, V., & Škvor, J. (2016). *Pediatric pro nelékařské zdravotnické obory* (1.). Grada Publishing.
- Kolář, P., & Máček, M. (2015). *Základy klinické rehabilitace*. Galén.
- Koushyar, H., Nussbaum, M. A., Davy, K. P., & Madigan, M. L. (2017). Relative strength at the hip, knee, and ankle is lower among younger and older females who are obese. *Journal of Geriatric Physical Therapy* (2001), 40(3), 143–149. <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000086>

- Kučera, M., Kolář, P., & Dylevský, I. (2011). *Dítě, sport a zdraví*. Galén.
- Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Langer, F., & Botek, M. (2010). *Trénink kondice ve sportu* (1.).
- Lischuk, A. W., Dorantes, T. M., Wong, W., & Haims, A. H. (2010). Imaging of sports-related hip and groin injuries. *Sports Health, 2*(3), 252. <https://doi.org/10.1177/1941738110366699>
- Mann, R. H., Clarsen, B. M., McKay, C. D., Clift, B. C., Williams, C. A., & Barker, A. R. (2021). Prevalence and burden of health problems in competitive adolescent distance runners: A 6-month prospective cohort study. *Journal of Sports Sciences, 39*(12), 1366–1375. <https://doi.org/10.1080/02640414.2021.1874160>
- Mann, R. H., McKay, C. D., Clift, B. C., Williams, C. A., & Barker, A. R. (2021). Injuries and training practices in competitive adolescent distance runners: A retrospective cross-sectional study. *Frontiers in Sports and Active Living, 3*, 664632. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.664632>
- Markotic, V., Pokrajcic, V., Babic, M., Radancevic, D., Grle, M., Miljko, M., Kosovic, V., Juric, I., & Vidakovic, M. K. (2020). The positive effects of running on mental health. *Psychiatria Danubina, 32*, 233–235. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32970641/>
- Mehl, A. J., Nelson, N. G., & McKenzie, L. B. (2011). Running-related injuries in school-age children and adolescents treated in emergency departments from 1994 through 2007. *Clinical Pediatrics, 50*(2), 126–132. <https://doi.org/10.1177/0009922810384719>
- Miller, R., Balshaw, T. G., Massey, G. J., Maeo, S., Lanza, M. B., Haugh, B., Johnston, M., Allen, S. J., & Folland, J. P. (2022). The muscle morphology of elite female sprint running. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 54*(12), 2138–2148. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002999>
- Miller, R., Balshaw, T. G., Massey, G. J., Maeo, S., Lanza, M. B., Johnston, M., Allen, S. J., & Folland, J. P. (2021). The muscle morphology of elite sprint running. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 53*(4), 804–815. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002522>
- Mohammad, W. S., & Elsaï, W. M. (2020). Association between hip rotation and activation of the quadriceps and gluteus maximus in male runners. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 8*(11), 2325967120962802. <https://doi.org/10.1177/2325967120962802>
- Napier, C. (2022). *Běh z pohledu anatomie*.
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture, 7*(1). [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00038-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6)
- Nuzzo, J. L. (2024). Sex differences in skeletal muscle fiber types: A meta-analysis. *Clinical Anatomy, 37*(1), 81–91. <https://doi.org/10.1002/ca.24091>

- Opočenský, M. (2014). *Co ovlivňuje svalovou sílu?* | *MedopSport.cz*.
<http://www.medopsport.cz/news/co-ovlivnuje-svalovou-silu/>
- Orces, C. H. (2022). The association between vitamin D status and muscle strength among adolescents. *International Journal of Preventive Medicine*, *13*, 146.
https://doi.org/10.4103/ijpvm.IJPVM_625_20
- Paruzel-Dyja, M., Walaszczyk, A., & Iskra, J. (2006). Elite male and female sprinters body build stride length and stride frequency. *Studies in Physical Culture and Tourism*.
- Payton, C. J., Bartlett, R., & British Association of Sport and Exercise Sciences (Ed.). (2008). *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise: The British Association of Sport and Exercise Sciences guidelines* (1. publ). Routledge.
- Puleo, J., & Milroy, P. (2018). *Running anatomy* (Second edition). Human Kinetics.
- Puleo, J., & Milroy, P. (2022). *Běhání na anatomických základech* (D. Stácková, Přel.; První vydání). Grada Publishing.
- Reddy, A. V., & Madhavi, K. (2014). *Isokinetic Dynamometer—Role in sports rehabilitation*. 257–258.
- Rodrigues, F., Monteiro, D., Ferraz, R., Branquinho, L., & Forte, P. (2023). The association between training frequency, symptoms of overtraining and injuries in young men soccer players. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *20*(8), 5466.
<https://doi.org/10.3390/ijerph20085466>
- Sadeghi, H., Allard, P., & Duhaime, M. (1997). Functional gait asymmetry in able-bodied subjects. *Human Movement Science*, *16*(2), 243–258. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(96\)00054-1](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(96)00054-1)
- Schache, A. G., Dorn, T. W., Williams, G. P., Brown, N. A. T., & Pandy, M. G. (2014). Lower-limb muscular strategies for increasing running speed. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *44*(10), 813–824. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.5433>
- Schindler, I. F. S. R., Pontes, S. S., Bertoni, M. B. M., Junior, G. F., Júnior, B. R. N., de Jesus, F. L. A., & Neto, M. G. (2023). A systematic review of isokinetic muscle strength in a healthy population with special reference to age and gender. *Sports Health*, *15*(3), 328–332.
<https://doi.org/10.1177/19417381221146258>
- Silva, W. A., de Lira, C. A. B., Vancini, R. L., & Andrade, M. S. (2018). Hip muscular strength balance is associated with running economy in recreationally-trained endurance runners. *PeerJ*, *6*, e5219. <https://doi.org/10.7717/peerj.5219>
- Sist, M., Zou, L., Galloway, S. D. R., & Rodriguez-Sanchez, N. (2023). Effects of vitamin D supplementation on maximal strength and power in athletes: A systematic review and

- meta-analysis of randomized controlled trials. *Frontiers in Nutrition*, 10. <https://doi.org/10.3389/fnut.2023.1163313>
- Sommerfield, L. M., Harrison, C. B., Whatman, C. S., & Maulder, P. S. (2022). Relationship between strength, athletic performance, and movement skill in adolescent girls. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 36(3), 674. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003512>
- Sommi, C., Gill, F., Trojan, J. D., & Mulcahey, M. K. (2018). Strength and conditioning in adolescent female athletes. *PHYSICIAN AND SPORTSMEDICINE*, 46(4), 420–426. <https://doi.org/10.1080/00913847.2018.1486677>
- Statista Research Department. (2024). *Topic: Running & Jogging*. Statista. <https://www.statista.com/topics/1743/running-and-jogging/>
- Sugisaki, N., Kobayashi, K., Tsuchie, H., & Kanehisa, H. (2018). Associations between individual lower-limb muscle volumes and 100-m sprint time in male sprinters. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13(2), 214–219. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0703>
- Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. (2016). The importance of muscular strength in athletic performance. *Sports Medicine*, 46(10), 1419–1449. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0486-0>
- Takahashi, K., Kamibayashi, K., & Wakahara, T. (2021). Muscle size of individual hip extensors in sprint runners: Its relation to spatiotemporal variables and sprint velocity during maximal velocity sprinting. *Semantic Scholar*. <https://www.semanticscholar.org/paper/Muscle-size-of-individual-hip-extensors-in-sprint-Takahashi-Kamibayashi/46ade7d28e4059794c1689db7d757f2e53147c01>
- Tayashiki, K., Kanehisa, H., & Miyamoto, N. (2021). Does intra-abdominal pressure have a causal effect on muscle strength of hip and knee joints? *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 35(1), 41. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002649>
- Teng, H.-L., & Powers, C. M. (2016). Hip-extensor strength, trunk posture, and use of the knee-extensor muscles during running. *Journal of Athletic Training*, 51(7), 519–524. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-51.8.05>
- Thorborg, K., Bandholm, T., Zebis, M., Andersen, L. L., Jensen, J., & Hölmich, P. (2016). Large strengthening effect of a hip-flexor training programme: A randomized controlled trial. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA*, 24(7), 2346–2352. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3583-y>
- Tottori, N., Suga, T., Miyake, Y., Tsuchikane, R., Otsuka, M., Nagano, A., Fujita, S., & Isaka, T. (2018). Hip flexor and knee extensor muscularity are associated with sprint performance

- in sprint-trained preadolescent boys. *Pediatric Exercise Science*, 30(1), 115–123. <https://doi.org/10.1123/pes.2016-0226>
- Tottori, N., Suga, T., Miyake, Y., Tsuchikane, R., Tanaka, T., Terada, M., Otsuka, M., Nagano, A., Fujita, S., & Isaka, T. (2021). Trunk and lower limb muscularity in sprinters: What are the specific muscles for superior sprint performance? *BMC Research Notes*. <https://doi.org/10.1186/s13104-021-05487-x>
- Vannatta, C. N., & Kernozek, T. W. (2021). Sex differences in gluteal muscle forces during running. *Sports Biomechanics*, 20(3), 319–329. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1548641>
- Vlachopoulos, D., Barker, A. R., Ubago-Guisado, E., Williams, C. A., & Gracia-Marco, L. (2018). The effect of a high-impact jumping intervention on bone mass, bone stiffness and fitness parameters in adolescent athletes. *Archives of Osteoporosis*, 13(1), 128. <https://doi.org/10.1007/s11657-018-0543-4>
- Wik, E. H., Martínez-Silván, D., Farooq, A., Cardinale, M., Johnson, A., & Bahr, R. (2020). Skeletal maturation and growth rates are related to bone and growth plate injuries in adolescent athletics. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 30(5), 894–903. <https://doi.org/10.1111/sms.13635>
- Zapparoli, F. Y., & Riberto, M. (2017). Isokinetic Evaluation of the Hip Flexor and Extensor Muscles: A Systematic Review. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26(6), 556–566. <https://doi.org/10.1123/jsr.2016-0036>
- Zhang, L., Quan, M., & Cao, Z.-B. (2019). Effect of vitamin D supplementation on upper and lower limb muscle strength and muscle power in athletes: A meta-analysis. *PLOS ONE*, 14(4), e0215826. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0215826>
- Zhu, W. (2024). Function of gluteus maximus and lower limbs injury in a global perspective. *Third International Conference on Biological Engineering and Medical Science (ICBioMed2023)*, 12924, 195–200. <https://doi.org/10.1117/12.3013210>

11 SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Vyjádření etické komise

Příloha 2. Informovaný souhlas pro účast ve výzkumu

Příloha 3. Absolutní průměrný vrcholový točivý moment (Nm) při flexi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

Příloha 4. Relativní průměrný vrcholový točivý moment (Nm/kg) při flexi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

Příloha 5. Absolutní průměrná maximální práce (J) při flexi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

Příloha 6. Relativní průměrná maximální práce (J/kg) při flexi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

Příloha 7. Hodnoty úhlu, kde bylo dosaženo maxima průměrného vrcholového točivého momentu při flexi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

Příloha 8. Absolutní průměrný vrcholový točivý moment (Nm) při extenzi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

Příloha 9. Relativní průměrný vrcholový točivý moment (Nm/kg) při extenzi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

Příloha 10. Absolutní průměrná maximální práce (J) při extenzi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

Příloha 11. Relativní průměrná maximální práce (J/kg) při extenzi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

Příloha 12. Hodnoty úhlu, kde bylo dosaženo maxima průměrného vrcholového točivého momentu při extenzi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

Příloha 1. Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Genius loci

Vyjádření Etické komise FTK UP

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

Na základě žádosti ze dne **11. 6. 2023** byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/: **Bc. Pavlína Holečková**

s názvem **Porovnání svalové síly flexorů a extenzorů kyčelního kloubu mezi běžci a neběžci**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **74/ 2023**
dne: **23. 6. 2023**

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

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

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

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

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 2. Informovaný souhlas pro účast ve výzkumu

Informovaný souhlas

Název studie (projektu): Porovnání svalové síly flexorů a extenzorů kyčelního kloubu mezi běžci a neběžci

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á), souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let. Pokud nejsem plnoletý(á), souhlas s účastí ve studii podepíše můj zákonný zástupce.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno (jméno mého dítěte) se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

Příloha 3. Absolutní průměrný vrcholový točivý moment (Nm) při flexi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

flexe - APTa (Nm)		Průměr ± SD	Medián ± Rq	Min	Max	CI -95	CI +95	
běžci	DDK	con 60	137,30 ± 29,41	132,45 ± 49,18	93,80	184,20	124,26	150,34
		con 120	142,89 ± 37,93	147,45 ± 55,85	71,10	209,50	126,07	159,71
		ex 60	278,43 ± 118,61	252,90 ± 174,18	133,30	506,70	225,84	331,01
		ex 120	335,58 ± 110,42	287,50 ± 173,03	182,00	524,40	286,62	384,53
	NDK	con 60	132,19 ± 35,24	123,60 ± 37,30	65,10	206,70	116,56	147,81
		con 120	138,24 ± 35,66	129,45 ± 43,38	87,60	210,30	122,42	154,05
		ex 60	274,91 ± 98,04	266,70 ± 138,35	76,40	426,50	231,44	318,38
		ex 120	306,63 ± 88,56	284,95 ± 149,83	180,70	462,30	267,37	345,90
neběžci	DDK	con 60	131,32 ± 44,03	125,75 ± 46,73	63,90	231,40	110,71	151,92
		con 120	139,44 ± 43,81	140,00 ± 52,33	65,70	229,00	118,93	159,94
		ex 60	276,06 ± 110,97	276,95 ± 178,73	135,70	533,70	224,12	327,99
		ex 120	315,34 ± 108,54	305,85 ± 166,53	139,60	547,10	264,54	366,13
	NDK	con 60	123,00 ± 39,79	122,40 ± 53,18	51,70	189,00	30,26	58,12
		con 120	124,36 ± 39,23	123,10 ± 58,80	53,00	189,10	105,45	143,27
		ex 60	141,87 ± 43,34	135,50 ± 149,20	82,70	234,70	32,96	63,30
		ex 120	302,91 ± 129,84	270,80 ± 212,75	124,40	524,40	240,33	365,49

Poznámka: APTa = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v absolutní hodnotě (Nm); DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; con = koncentrická kontrakce; ex = excentrická kontrakce; 60 = úhlová rychlost 60°/s; 120 = úhlová rychlost 120°/s; SD = směrodatná odchylka; Rq = kvartilové rozpětí; Min = minimální hodnota; Max = maximální hodnota; CI -95, CI +95 = 95 % konfidenční interval.

Příloha 4. Relativní průměrný vrcholový točivý moment (Nm/kg) při flexi kyčelního kloubu – základní popisné charakteristiky

flexe - APT _r (Nm/kg)		Průměr ± SD	Medián ± R _q	Min	Max	CI -95	CI +95	
běžci	DDK	con 60	2,17 ± 0,38	2,18 ± 0,53	1,50	2,98	2,00	2,33
		con 120	2,25 ± 0,48	2,26 ± 0,72	1,11	3,17	2,03	2,46
		ex 60	4,32 ± 1,57	3,89 ± 2,20	2,19	7,44	3,63	5,02
		ex 120	5,25 ± 1,40	4,87 ± 1,96	2,84	7,71	4,63	5,87
	NDK	con 60	2,08 ± 0,47	2,00 ± 0,46	1,09	3,13	1,88	2,29
		con 120	2,17 ± 0,44	2,10 ± 0,66	1,64	3,19	1,98	2,37
		ex 60	4,34 ± 1,41	4,42 ± 1,84	1,19	6,46	3,71	4,96
		ex 120	4,81 ± 1,10	4,63 ± 1,72	2,82	6,80	4,32	5,30
neběžci	DDK	con 60	1,98 ± 0,50	2,01 ± 0,56	0,89	2,79	1,74	2,21
		con 120	2,10 ± 0,48	2,28 ± 0,54	0,91	2,73	1,87	2,32
		ex 60	4,14 ± 1,37	3,99 ± 2,04	1,90	6,45	3,50	4,78
		ex 120	4,72 ± 1,25	4,50 ± 1,99	2,42	6,64	4,14	5,31
	NDK	con 60	1,89 ± 0,56	1,95 ± 0,55	0,65	2,75	0,43	0,82
		con 120	1,89 ± 0,52	1,90 ± 0,43	0,67	2,82	1,64	2,14
		ex 60	2,15 ± 0,55	2,08 ± 1,97	1,15	3,30	0,42	0,80
		ex 120	4,47 ± 1,45	4,28 ± 2,19	1,73	6,89	3,77	5,17

Poznámka: APT_r = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v absolutní hodnotě (Nm/kg); DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; con = koncentrická kontrakce; ex= excentrická kontrakce; 60 = úhlová rychlost 60°/s; 120 = úhlová rychlost 120°/s; SD = směrodatná odchylka; R_q = kvartilové rozpětí; Min = minimální hodnota; Max = maximální hodnota; CI -95, CI +95 = 95 % konfidenční interval.

Příloha 5. Absolutní průměrná maximální práce (J) při flexi kyčelního kloubu - základní statické charakteristiky

flexe – APWa (J)		Průměr ± SD	medián ± Rq	Min	Max	CI -95	CI +95	
běžci	con 60	166,25 ± 33,89	163,50 ± 50,83	103,30	239,30	151,22	181,28	
	DDK	con 120	143,87 ± 38,53	150,70 ± 56,75	42,20	204,80	126,79	160,96
		ex 60	324,64 ± 131,60	301,00 ± 175,13	137,30	610,30	266,29	382,99
	ex 120	398,70 ± 118,66	362,30 ± 167,90	252,80	643,40	346,10	451,31	
		con 60	165,67 ± 41,69	159,65 ± 48,53	81,30	243,70	147,19	184,16
	NDK	con 120	143,48 ± 41,82	135,80 ± 50,85	86,00	244,40	124,94	162,02
		ex 60	326,53 ± 130,63	322,65 ± 198,35	95,70	561,00	268,61	384,45
		ex 120	364,75 ± 107,98	345,20 ± 183,55	242,60	598,60	316,88	412,63
neběžci	con 60	154,60 ± 49,70	157,50 ± 45,30	54,30	269,70	131,34	177,86	
	DDK	con 120	134,25 ± 51,61	138,30 ± 51,85	16,40	237,00	110,10	158,40
		ex 60	331,90 ± 130,59	334,85 ± 188,45	145,60	600,00	270,78	393,01
	ex 120	366,79 ± 119,03	342,80 ± 188,40	185,40	576,80	311,08	422,50	
		con 60	147,28 ± 56,65	148,30 ± 67,98	14,00	228,30	43,08	82,74
	NDK	con 120	115,07 ± 58,18	105,00 ± 79,75	7,00	209,80	87,03	143,11
		ex 60	184,92 ± 53,25	177,65 ± 192,78	89,70	275,00	40,49	77,77
		ex 120	339,08 ± 151,36	307,60 ± 259,50	138,80	611,20	266,13	412,04

Poznámka: APWa = průměrná maximální práce vyjádřena v absolutní hodnotě (J); DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; con = koncentrická kontrakce; ex = excentrická kontrakce; 60 = úhlová rychlost 60°/s; 120 = úhlová rychlost 120°/s; SD = směrodatná odchylka; Rq = kvartilové rozpětí; Min = minimální hodnota; Max = maximální hodnota; CI -95, CI +95 = 95 % konfidenční interval.

Příloha 6. Relativní průměrná maximální práce (J/kg) při flexi kyčelního kloubu - základní statické charakteristiky

flexe – APWr (J/kg)		Průměr ± SD	medián ± Rq	Min	Max	CI -95	CI +95	
běžci	con 60	2,63 ± 0,43	2,61 ± 0,60	1,61	3,47	2,44	2,82	
	DDK	con 120	2,27 ± 0,51	2,37 ± 0,53	0,66	3,07	2,04	2,49
		ex 60	5,05 ± 1,74	4,83 ± 2,43	2,25	9,25	4,28	5,82
	ex 120	con 60	6,26 ± 1,50	6,05 ± 1,50	3,95	9,75	5,59	6,92
		con 120	2,61 ± 0,55	2,56 ± 0,68	1,36	3,69	2,37	2,86
	NDK	con 120	2,25 ± 0,54	2,23 ± 0,5	1,43	3,70	2,01	2,49
		ex 60	5,14 ± 1,84	5,26 ± 2,53	1,50	8,00	4,32	5,96
	ex 120	5,72 ± 1,36	5,39 ± 2,08	3,99	8,68	5,12	6,33	
neběžci	con 60	2,33 ± 0,61	2,39 ± 0,43	0,95	3,41	2,05	2,62	
	DDK	con 120	2,02 ± 0,68	2,15 ± 0,56	0,29	3,00	1,71	2,34
		ex 60	4,99 ± 1,64	5,05 ± 2,53	2,02	8,10	4,22	5,76
	ex 120	con 60	5,50 ± 1,36	5,31 ± 2,14	2,83	7,39	4,87	6,14
		con 120	2,26 ± 0,80	2,44 ± 0,59	0,18	3,41	0,61	1,17
	NDK	con 120	1,74 ± 0,81	1,84 ± 0,92	0,09	3,13	1,35	2,13
		ex 60	2,80 ± 0,65	2,70 ± 2,56	1,25	3,99	0,49	0,95
	ex 120	4,98 ± 1,69	4,90 ± 3,11	1,93	7,59	4,16	5,80	

Poznámka: APWr = průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě (J/kg); DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; con = koncentrická kontrakce; ex= excentrická kontrakce; 60 = úhlová rychlost 60°/s; 120 = úhlová rychlost 120°/s; SD = směrodatná odchylka; Rq = kvartilové rozpětí; Min = minimální hodnota; Max = maximální hodnota; CI -95, CI +95 = 95 % konfidenční interval.

Příloha 7. Hodnoty úhlu, kde bylo dosaženo maxima průměrného vrcholového točivého momentu při flexi kyčelního kloubu – základní statické charakteristiky

flexe – A (°)		Průměr ± SD	medián ± Rq	Min	Max	CI -95	CI +95	
běžci	con 60	24,86 ± 6,21	23,00 ± 5,75	18,00	42,00	22,11	27,61	
	DDK	con 120	21,55 ± 6,06	22,50 ± 9,00	12,00	35,00	18,86	24,23
		ex 60	89,64 ± 17,62	94,00 ± 26,00	51,00	115,00	81,82	97,45
	NDK	ex 120	96,77 ± 10,64	99,00 ± 13,75	75,00	111,00	92,05	101,49
		con 60	26,05 ± 7,40	24,00 ± 5,75	16,00	45,00	22,77	29,33
	DDK	con 120	24,05 ± 5,95	24,5 ± 8,00	13,00	37,00	21,41	26,68
		ex 60	89,45 ± 17,40	93,50 ± 21,75	41,00	110,00	81,74	97,17
	NDK	ex 120	91,68 ± 15,29	96,00 ± 18,25	52,00	115,00	84,90	98,46
con 60		25,80 ± 9,02	22,00 ± 12,00	13,00	48,00	21,58	30,02	
neběžci	DDK	con 120	20,65 ± 5,52	18,50 ± 9,25	13,00	29,00	18,07	23,23
		ex 60	91,55 ± 14,51	93,00 ± 19,00	55,00	115,00	84,76	98,34
	NDK	ex 120	93,30 ± 14,81	96,50 ± 13,50	45,00	109,00	86,37	100,23
		con 60	25,90 ± 9,12	24,50 ± 6,75	12,00	46,00	6,93	13,32
	DDK	con 120	21,58 ± 6,30	24,00 ± 10,50	12,00	31,00	18,54	24,62
		ex 60	44,30 ± 22,42	38,00 ± 23,00	17,00	102,00	17,05	32,74
	NDK	ex 120	87,58 ± 22,79	95,00 ± 27,00	18,00	111,00	76,59	98,56

Poznámka: A = úhel, kde bylo dosaženo maxima průměrného vrcholového točivého momentu; DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; con = koncentrická kontrakce; ex = excentrická kontrakce; 60 = úhlová rychlost 60°/s; 120 = úhlová rychlost 120°/s; SD = směrodatná odchylka; Rq = kvartilové rozpětí; Min = minimální hodnota; Max = maximální hodnota; CI -95, CI +95 = 95 % konfidenční interval.

Příloha 8. Absolutní průměrný vrcholový točivý moment (Nm) při extenzi kyčelního kloubu – základní statické charakteristiky

extenze – APTa (Nm)		Průměr ± SD	medián ± Rq	Min	Max	CI -95	CI +95	
běžci	DDK	con 60	175,83 ± 65,73	153,70 ± 89,48	92,80	331,50	146,69	204,98
		con 120	171,90 ± 65,87	149,00 ± 78,53	71,40	348,60	142,69	201,10
		ex 60	156,53 ± 45,29	153,10 ± 54,45	91,30	262,60	136,45	176,61
		ex 120	181,95 ± 40,99	185,30 ± 47,90	108,80	284,50	31,54	58,58
	NDK	con 60	176,97 ± 51,85	164,55 ± 58,35	103,00	279,70	153,98	199,96
		con 120	169,08 ± 55,60	152,85 ± 78,53	73,70	293,70	144,43	193,73
		ex 60	158,57 ± 56,97	147,10 ± 47,45	103,60	372,70	43,83	81,41
		ex 120	179,50 ± 42,34	171,60 ± 48,90	114,60	269,60	160,72	198,27
neběžci	DDK	con 60	164,45 ± 75,81	130,35 ± 104,68	69,80	328,00	128,97	199,93
		con 120	167,72 ± 70,69	150,05 ± 96,60	72,40	330,20	134,63	200,80
		ex 60	150,92 ± 69,67	136,10 ± 69,03	79,80	392,50	118,31	183,53
		ex 120	171,48 ± 41,73	164,25 ± 60,15	112,70	265,60	31,74	60,95
	NDK	con 60	180,09 ± 76,37	161,25 ± 129,65	58,90	318,30	58,08	111,54
		con 120	172,96 ± 79,86	155,30 ± 102,55	77,80	375,00	134,47	211,45
		ex 60	141,87 ± 43,34	135,50 ± 61,23	82,70	234,70	32,96	63,30
		ex 120	172,97 ± 35,096	181,60 ± 44,20	104,70	240,80	156,06	189,89

Poznámka: APTa = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v absolutní hodnotě (Nm); DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; con = koncentrická kontrakce; ex= excentrická kontrakce; 60 = úhlová rychlost 60°/s; 120 = úhlová rychlost 120°/s; SD = směrodatná odchylka; Rq = kvartilové rozpětí; Min = minimální hodnota; Max = maximální hodnota; CI -95, CI +95 = 95 % konfidenční interval.

**Příloha 9. Relativní průměrný vrcholový točivý moment (Nm/kg) při extenzi kyčelního kloubu
– základní statické charakteristiky**

extenze – APTr (Nm/kg)		Průměr ± SD	medián ± Rq	Min	Max	CI -95	CI +95		
běžci	con 60	2,76 ± 0,88	2,87 ± 1,00	1,45	4,95	2,37	3,15		
	DDK	con 120	2,69 ± 0,87	2,58 ± 1,13	1,12	4,98	2,30	3,07	
		ex 60	2,46 ± 0,59	2,29 ± 0,60	1,43	3,74	2,20	2,72	
	NDK	ex 120	2,86 ± 0,48	2,79 ± 0,54	2,05	4,01	0,37	0,69	
		con 60	2,78 ± 0,67	2,67 ± 0,78	1,61	4,24	2,48	3,08	
	DDK	con 120	2,65 ± 0,73	2,58 ± 1,05	1,15	4,20	2,33	2,97	
		ex 60	2,49 ± 0,79	2,39 ± 0,52	1,65	5,65	0,61	1,13	
	NDK	ex 120	2,82 ± 0,48	2,84 ± 0,55	2,25	3,86	2,61	3,03	
		con 60	2,46 ± 0,92	2,15 ± 1,45	1,22	4,15	2,03	2,88	
	neběžci	DDK	con 120	2,51 ± 0,85	2,31 ± 1,28	1,01	4,18	0,65	1,24
			ex 60	2,26 ± 0,86	2,10 ± 0,56	1,22	5,30	1,86	2,66
		NDK	ex 120	2,59 ± 0,45	2,53 ± 0,43	1,88	3,96	0,35	0,66
con 60			2,71 ± 0,98	2,80 ± 1,44	0,82	4,75	0,75	1,43	
DDK		con 120	2,58 ± 0,97	2,70 ± 1,34	1,08	4,75	2,11	3,04	
		ex 60	2,15 ± 0,55	2,08 ± 0,84	1,15	3,31	0,42	0,80	
NDK	ex 120	2,63 ± 0,46	2,60 ± 0,34	1,45	3,95	2,40	2,85		

Poznámka: APTr = průměrný vrcholový točivý moment vyjádřen v absolutní hodnotě (Nm/kg); DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; con = koncentrická kontrakce; ex= excentrická kontrakce; 60 = úhlová rychlost 60°/s; 120 = úhlová rychlost 120°/s; SD = směrodatná odchylka; Rq = kvartilové rozpětí; Min = minimální hodnota; Max = maximální hodnota; CI -95, CI +95 = 95 % konfidenční interval.

Příloha 10. Absolutní průměrná maximální práce (J) při extenzi kyčelního kloubu - základní statické charakteristiky

extenze - APWa (J)		Průměr ± SD	medián ± Rq	Min	Max	CI -95	CI +95	
běžci	con 60	227,30 ± 71,93	208,50 ± 115,45	120,00	351,00	195,41	259,20	
	DDK	con 120	206,92 ± 81,96	195,50 ± 118,85	62,80	387,20	170,58	243,26
		ex 60	203,50 ± 50,79	196,20 ± 55,43	133,30	310,00	180,98	226,02
	ex 120	con 60	228,65 ± 44,25	219,80 ± 48,35	137,60	322,60	34,04	63,24
		con 120	226,93 ± 71,56	212,15 ± 83,55	80,90	372,70	195,20	258,66
	NDK	con 120	206,39 ± 77,17	191,40 ± 123,35	38,80	334,20	172,17	240,61
ex 60		203,00 ± 43,54	204,35 ± 63,93	132,70	276,30	33,50	62,23	
neběžci	ex 120	225,72 ± 45,51	228,00 ± 54,55	147,60	308,20	205,54	245,90	
	con 60	212,15 ± 93,70	183,65 ± 142,00	79,00	427,70	168,29	256,00	
	DDK	con 120	191,46 ± 93,60	158,30 ± 153,80	78,40	396,20	71,18	136,71
		ex 60	190,30 ± 64,76	167,85 ± 92,13	107,30	331,00	159,99	220,61
	ex 120	con 60	209,05 ± 61,87	191,30 ± 92,20	83,00	311,20	47,05	90,37
		con 120	208,73 ± 97,94	194,00 ± 145,83	33,30	391,00	74,49	143,05
NDK	con 120	180,26 ± 102,37	147,20 ± 144,40	38,80	383,00	130,92	229,60	
	ex 60	184,93 ± 53,25	177,65 ± 72,33	89,70	275,00	40,49	77,77	
	ex 120	202,52 ± 55,85	211,60 ± 54,75	84,00	300,40	175,60	229,43	

Poznámka: APWa = průměrná maximální práce vyjádřena v absolutní hodnotě (J); DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; con = koncentrická kontrakce; ex= excentrická kontrakce; 60 = úhlová rychlost 60°/s; 120 = úhlová rychlost 120°/s; SD = směrodatná odchylka; Rq = kvartilové rozpětí; Min = minimální hodnota; Max = maximální hodnota; CI -95, CI +95 = 95 % konfidenční interval.

Příloha 11. Relativní průměrná maximální práce (J/kg) při extenzi kyčelního kloubu - základní statické charakteristiky

extenze - APWr (J/kg)		Průměr ± SD	medián ± Rq	Min	Max	CI -95	CI +95	
běžci	con 60	3,57 ± 0,95	3,81 ± 1,30	1,88	5,01	3,15	3,99	
	DDK	con 120	3,24 ± 1,11	3,39 ± 1,50	0,98	5,53	2,75	3,73
		ex 60	3,19 ± 0,59	3,17 ± 0,69	2,28	4,49	2,93	3,46
	ex 120		3,60 ± 0,48	3,6 ± 0,49	2,60	4,68	0,37	0,68
		con 60	3,57 ± 0,98	3,54 ± 0,96	1,35	5,65	3,14	4,00
	NDK	con 120	3,24 ± 1,06	3,18 ± 1,38	0,61	5,06	2,77	3,71
		ex 60	3,20 ± 0,51	3,17 ± 0,74	2,07	4,19	0,39	0,73
		ex 120	3,55 ± 0,47	3,57 ± 0,72	2,80	4,34	3,34	3,75
neběžci	con 60	3,18 ± 1,18	2,75 ± 1,83	1,39	5,41	2,63	3,74	
	DDK	con 120	2,86 ± 1,20	2,40 ± 1,90	1,09	5,12	0,91	1,75
		ex 60	2,87 ± 0,78	2,83 ± 0,67	1,49	4,59	2,50	3,24
		ex 120	3,16 ± 0,73	3,05 ± 0,48	1,15	4,64	0,55	1,06
	NDK	con 60	3,18 ± 1,34	3,30 ± 1,70	0,46	5,84	1,02	1,96
		con 120	2,70 ± 1,37	2,48 ± 2,29	0,54	5,72	2,04	3,36
		ex 60	2,80 ± 0,65	2,70 ± 0,80	1,25	3,99	0,49	0,95
	ex 120	3,05 ± 0,65	3,16 ± 0,41	1,17	4,48	2,74	3,36	

Poznámka: APWr = průměrná maximální práce vyjádřena v relativní hodnotě (J/kg); DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; con = koncentrická kontrakce; ex= excentrická kontrakce; 60 = úhlová rychlost 60°/s; 120 = úhlová rychlost 120°/s; SD = směrodatná odchylka; Rq = kvartilové rozpětí; Min = minimální hodnota; Max = maximální hodnota; CI -95, CI +95 = 95 % konfidenční interval.

Příloha 12. Hodnoty úhlu, kde bylo dosaženo maxima průměrného vrcholového točivého momentu při extenzi kyčelního kloubu – základní statické charakteristiky

extenze - A (°)		Průměr ± SD	medián ± Rq	Min	Max	CI -95	CI +95	
běžci	con 60	85,59 ± 12,34	89,50 ± 18,00	52,00	100,00	85,59	91,06	
	DDK	con 120	89,59 ± 10,69	88,00 ± 17,00	72,00	106,00	84,85	94,33
		ex 60	39,73 ± 17,59	35,50 ± 25,00	12,00	80,00	31,93	47,53
	NDK	ex 120	50,23 ± 26,08	52,00 ± 46,50	15,00	93,00	20,06	37,27
		con 60	85,41 ± 11,92	89,00 ± 16,00	54,00	102,00	80,12	90,69
	DDK	con 120	89,91 ± 9,48	89,50 ± 13,50	70,00	110,00	85,71	94,11
		ex 60	42,00 ± 17,47	43,50 ± 16,00	17,00	82,00	13,44	24,96
	NDK	ex 120	50,046 ± 29,72	44,00 ± 39,00	13,00	112,00	36,87	63,22
con 60		86,40 ± 12,12	87,50 ± 13,50	53,00	105,00	80,73	92,07	
neběžci	DDK	con 120	92,05 ± 9,62	94,50 ± 8,00	68,00	106,00	7,31	14,05
		ex 60	52,75 ± 24,48	53,50 ± 38,00	14,00	91,00	41,29	64,21
	NDK	ex 120	71,75 ± 35,69	73,00 ± 66,00	17,00	112,00	27,14	52,13
		con 60	91,50 ± 12,61	89,50 ± 11,25	66,00	118,00	9,59	18,42
	DDK	con 120	94,63 ± 13,15	98,00 ± 13,00	55,00	119,00	88,30	100,97
		ex 60	44,30 ± 22,42	38,00 ± 26,50	17,00	102,00	17,05	32,74
	NDK	ex 120	69,63 ± 32,61	69,00 ± 42,25	13,00	113,00	53,92	85,35

Poznámka: A = úhel, kde bylo dosaženo maxima průměrného vrcholového točivého momentu; DDK = dominantní dolní končetina; NDK = nedominantní dolní končetina; con = koncentrická kontrakce; ex= excentrická kontrakce; 60 = úhlová rychlost 60°/s; 120 = úhlová rychlost 120°/s; SD = směrodatná odchylka; Rq = kvartilové rozpětí; Min = minimální hodnota; Max = maximální hodnota; CI -95, CI +95 = 95 % konfidenční interval.