UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Katedra fyzioterapie

Analýza chůze u hráček basketbalu

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Vypracovala:
Bc. Tereza Deličová

Praha, 2023

Prohlášení

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

V Praze, dne:……. ……..

podpis autora práce

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Poděkování

Ráda bych poděkovala mému vedoucímu Ing. Miloslavovi Vilímkovi, Ph.D. za vedení mé diplomové práce a cenné připomínky během zpracování. Dále bych chtěla poděkovat všem zúčastněným probandům za jejich ochotu, trpělivost a spolupráci. Děkuji také rodině za podporu. V neposlední řadě poděkování patří Ing. Petrovi Kubovému za umožnění měření v laboratoři BEZ a PhDr. Tereze Novákové, Ph.D. za konzultační hodiny.

Seznam použitých zkratek

ACL – anterior cruciate ligamentum

CG – center of gravity

CNS – centrální nervová soustava

ČBF – Česka basketbalová federace

EMG – elektromyografie

LDK – levá dolní končetina

m. – musculus

mm. – musculi

MTP – metatarsophalangeální kloub

NBA – National Basketball Association

PDK – pravá dolní končetina

QTM – Qualisys Track Manager

WNBA – Women's National Basketball Association

ŽBL – Ženská basketbalová liga

Abstrakt

Název: Analýza chůze u hráček basketbalu

Cíle: Cílem této diplomové práce je provedení analýzy chůze pomocí systému Qualisys a Kistler u probandek, které se dlouhodobě věnují basketbalu na soutěžní úrovni a probandek, které jsou pravidelnou sportovní aktivitou nezatížené a vybrané časoprostorové, kinematické a kinetické parametry porovnat a ověřit, zda mezi skupinami existují rozdíly, které by poukazovaly na vliv specifické sportovní zátěže na pohybový stereotyp.

Metody: Výzkumu se celkem zúčastnilo 20 probandek. Testovanou skupinu tvoří 10 dlouhodobých hráček basketbalu na soutěžní úrovni ve věku 21-29 let (průměrný věk 24,5 let) a kontrolní skupinu tvoří 10 probandek ve věku 24-25 let (průměrný věk 24,5 let), které se pravidelnému sportu na soutěžní úrovni nikdy nevěnovaly. 3D kinematická analýza chůze byla provedena použitím kamerového systému Qualisys Motion Capture. Reakční síly od podložky byly změřeny pomocí silových desek od firmy Kistler. Data byla z obou systémů získávána zároveň. Sledované parametry chůze byly rychlost a délka kroku, rozsah rotace ramen a pánve, rozsah pohybu CG nohy a všechny složky reakčních sil od podložky. Pro statistickou analýzu dat byl použit dvouvýběrový t-test a Mann-Whitney U test s hladinou významnosti 0,05.

Výsledky: Výsledky studie ukazují, že dlouhodobé věnování se jednostrannému sportu, jako je basketbal, může mít vliv na některé parametry chůze. Statisticky významný rozdíl pozorujeme v celkovém rozsahu rotace ramen a délce kroku v závislosti na tělesné výšce. Hráčky basketbalu dosahovaly vyšších hodnot u rozsahu rotace ramen oproti testované skupině. Délka kroku se v kontrolní skupině prodlužovala s narůstající výškou, zatímco v testované skupině tato lineární závislost téměř chybí a vyšší hráčky dělaly naopak kroky kratší. Odlišnosti pozorujeme také v tvrdosti došlapu pro obě dolní končetiny, ale nejedná se o statisticky významný rozdíl. Vzhledem k relativně nízkému počtu probandek nelze výsledky zobecnit na širší populaci.

Klíčová slova: basketbal, analýza chůze, kinematická analýza chůze, reakční síly, Qualisys, Kistler

Abstract

Title: Gait analysis of female basketball players

Objectives: The main objective of this thesis is to perform gait analysis using Qualisys and Kistler systems in long time female basketball players and population that does not engage in any regular sports activity on competitive level. Selected spatiotemporal, kinematic and kinetic gait parameters are compared between measured groups.

Methods: 20 female probands participated in this experimental study. Tested group consists of 10 long time female basketball players between ages of 21 and 29 (mean age of 24,5). Control group consists of 10 female probands between ages of 24 and 25 (mean age of 24,5) that do not engage in any competitive sport on regular basis. Qualisys Motion Capture system was used to gather 3D kinematic gait data. Ground reaction forces were measured by using Kistler force plates. Data was obtained by both systems at the same time. Evaluated gait parameters were walking speed, step length, pelvic and shoulder rotation range of motion in transversal plane, CG of foot range of motion and all ground reaction forces components. Two-sample t-test and Mann-Whitney U test with significance level of 0,05 were used for statistical analysis of obtained data.

Results: Results of this study demonstrate that long time engagement in asymmetrical sport can have influence on certain gait parameters. Shoulder rotation range of motion in transversal plane and step length in relation to height showed statistically significant difference between compared groups. Female basketball players achieved greater mean range of motion in comparison with control group. Step length in control group got linearly longer with increasing height which was not the case in tested group where the same linearity was absent and the tallest players made shorter steps. Certain differences are shown in weight acceptance to mid-stance ratio of vertical ground reaction force of both lower limbs however neither was statistically significant. Results cannot be applied to broader population because of smaller sample size.

Key words: basketball, gait analysis, kinematic gait analysis, ground reaction forces, Qualisys, Kistler

Obsah

1. Úvod ... 3
2. Teoretická část ... 4
2.1. Lidská chůze ... 4
2.1.1. Posturální a lokomoční motorika ... 4
2.1.2. Vývoj lidské lokomoce ... 5
2.1.3. Krokový cyklus ... 6
2.1.4. Časoprostorové parametry chůze ... 11
2.1.5. Těžiště těla při pohybu ... 11
2.1.6. Reakční síly ... 11
2.2. Analýza chůze ... 12
2.2.1. Vývoj a využití analýzy chůze ... 13
2.2.2. Kinematická analýza chůze ... 14
2.2.3. Kinetická analýza chůze ... 15
2.3. Basketbal ... 16
2.3.1. Pravidla basketbalu ... 16
2.3.2. Specifika basketbalu ... 17
2.3.3. Stranová preference v basketbalu ... 19
2.3.4. Basketbalová obuv ... 20
2.3.5. Časná sportovní specializace ... 21
2.4. Nejčastější zranění v basketbalu ... 21
2.4.1. Zranění kyčelního kloubu ... 22
2.4.2. Zranění kolenního kloubu ... 23
2.4.3. Zranění hlezenního kloubu ... 24
2.5. Analýza chůze v basketbalu ... 24
3. Metodologie práce ... 25
3.1. Cíle práce ... 25
3.2. Úkoly práce ... 25
3.3. Výzkumné otázky ... 25
3.4. Hypotézy práce ... 25
4. Metodika práce ... 27
4.1. Charakteristika práce ... 27
4.2. Výzkumný soubor ... 27

4.3. Použité metody měření ... 29
4.4. Průběh měření ... 29
4.5. Sběr dat ... 30
4.6. Analýza dat a statistické zpracování ... 32
5. Výsledky ... 35
5.1. Výsledky k výzkumné otázce V1 ... 35
5.1.1. Rozdíl délky kroku v závislosti na výšce osoby ... 35
5.1.2. Rychlost chůze v závislosti na výšce osoby ... 38
5.2. Výsledky k výzkumné otázce V2 ... 40
5.2.1. Rotace pánve ... 40
5.2.2. Rotace ramen ... 42
5.2.3. Pohyb CG nohy v sagitální rovině ... 44
5.3. Výsledky k výzkumné otázce V3 ... 46
5.3.1. Tvrdost došlapu ... 46
5.3.2. Rozdíl v odrazové síle ... 49
5.3.3. Rozdíl v medio-laterální složce reakčních sil ... 51
6. Diskuze ... 54
6.1. Limity výzkumu ... 54
6.2. Diskuze k výzkumné otázce V1 ... 55
6.2.1. Diskuze k hypotéze H_0V1 ... 55
6.3. Diskuze k výzkumné otázce V2 ... 56
6.3.1. Diskuze k hypotéze H_0V2 ... 57
6.4. Diskuze k výzkumné otázce V3 ... 58
6.4.1. Diskuze k hypotéze H_0V3 ... 59
7. Závěr ... 61
8. Seznam použité literatury ... 63
9. Přílohy ... I

1. Úvod

Basketbal je jedním z mnoha týmových sportů, který se dá provozovat na všech úrovních od amatérské až po profesionální. Z univerzit USA se rychle rozšířil do ostatních zemí světa, a i u nás získává stále větší oblibu, především díky úspěchům našich hráčů a hráček. Dnes už se nehází do košíků na broskve a ani se nehraje s těžkým koženým míčem. Moderní hra jde neustále kupředu a vylepšuje se, jak po stránce techniky a pravidel, tak i v zájmu zvýšení atraktivnosti sportu pro hráče i diváky.

Sportovní specializace začíná v naší zemi ve velmi brzkém věku a u basketbalu tomu není jinak. Jelikož je basketbal do značné míry jednostranný sport a v některých týmech, nejen amatérských, ale i profesionálních, se nedbá na dostatečnou kompenzaci a důkladnou rekonvalescenci, mohou se dříve či později objevit nežádoucí následky na pohybovém aparátu.

Lokomoce je nám přirozený pohyb, který provádíme téměř neustále a během života dochází na základě vnitřních i vnějších faktorů k jejím změnám. Právě zde můžeme odhalit vliv různých patologií, a to nejen pouhou aspekcí, ale i pomocí v dnešní době dostupných sofistikovaných přístrojů, které nám umožňují odhalit i odchylky lidským okem nepozorovatelné.

Tato diplomová práce má za úkol zjistit, jaký má vliv dlouhodobé hraní basketbalu na kinematické a kinetické parametry chůze. Rozdíly budou porovnány s chůzí osob, které neprovozují pravidelný sport na soutěžní úrovni, a tak by se u nich výrazné odchylky objevovat neměly. Teoretická část popisuje chůzi a její náležitosti a dále basketbal, jeho povahu a nejčastější zranění a jejich predispozice. V praktické části proběhne měření a výpočty, na základě kterých budou vyvráceny nebo přijaty stanovené hypotézy.

2. Teoretická část

2.1. Lidská chůze

Jedná se o základní lokomoční stereotyp charakteristický pro každého jedince, který je vybudován na fixovaných ontogenetických a fylogenetických principech. (Kolář et al. 2009). Nejedná se pouze o rytmický pohyb dolních končetin, ale o koordinaci celého pohybového aparátu a nervového systému za účelem ekonomického pohybu těla v prostoru. (Sethi et al. 2022). Díky této komplexnosti se do chůze mohou promítat poruchy na různých úrovních, například vlivem degenerativního či neurologického onemocnění, zranění, muskuloskeletální onemocnění a dalšími. (Kolář et al. 2009; Liu et al. 2021)

2.1.1. Posturální a lokomoční motorika

Na řízení pohybu se podílí několik struktur, a to mozková kůra, mozeček, bazální ganglia, mozkový kmen a mícha. (Piek, 2006) Rozdělit je můžeme také na pyramidový systém, vycházející z Betzových buněk a systém extrapyramidový, vycházející z dalších korových oblastí. Ideální podmínky pro řízení pohybu zajišťuje gama-systém vycházející z retikulární formace a alfa-systém, který vychází z kortikálních a subkortikálních oblastí. Neopomenutelnou složkou pro řízení pohybu jsou proprioceptory, které společně s receptory senzorickými podávají informace o aktuálním stavu pohybového aparátu. Lokomoční a posturální motoriku řadíme do hrubé motoriky a obě společně pracují za účelem zajištění bezpečného pohybu. Lokomoční funkce facilituje pohyb a tlumí posturální funkci, která naopak umožňuje stabilně zastavit. Tato spolupráce probíhá automaticky na základě hrubého naprogramování. (Véle, 2006) Postura je základem a součástí jakéhokoliv pohybu. Jedná se o kontinuální aktivní držení tělesných segmentů proti působícím zevním silám. (Kolář et al. 2009) Udržování postury je trvale naprogramováno a probíhá podvědomě, stále se přitom ale přizpůsobuje zevnímu i vnitřnímu prostředí a v případě náhle změny přechází do vědomé kontroly. S úmyslem vykonat pohyb přechází tělo z klidového stavu přes pohotovostní polohu do účelově orientované polohy, kterou nazýváme atituda. V CNS vzniká pohotovostní situace, takže v případě náhle destabilizace, kterou nelze předvídat, dochází k rychlé míšní reflexní odpovědi s cílem zabránit pádu a traumatu a následnému přechodu řízení pod vědomou kontrolu. Zároveň s tím dochází k optimálnímu nastavení dráždivosti neuronů a přípravě logistického systému.

Na samotné lokomoci se nepodílí pouze dolní končetiny, ale ve značné míře také osový orgán. Krátké hluboko uložené svaly podél páteře stabilizují její jednotlivé segmenty a dlouhé silné povrchové svaly stabilizují celý osový orgán. Pohyb a udržování polohy je provázeno aktivitou svalů a smyslových receptorů. Aferentní tok informací z těchto receptorů zvyšuje excitabilitu CNS, takže na základě získaných dat o vnitřním a zevním prostředí dochází k výběru vhodného motorického programu. Ty vychází z druhově specifických zakódovaných programů pro lokomoci a vertikalizaci a během života jsou na základě zkušeností modifikovány. Samotná chůze je velmi individuální. Kromě přímého vlivu CNS je ovlivňována také z periferie. Porucha na jakékoliv úrovni může mít vliv na změnu stereotypu chůze. (Véle, 2006)

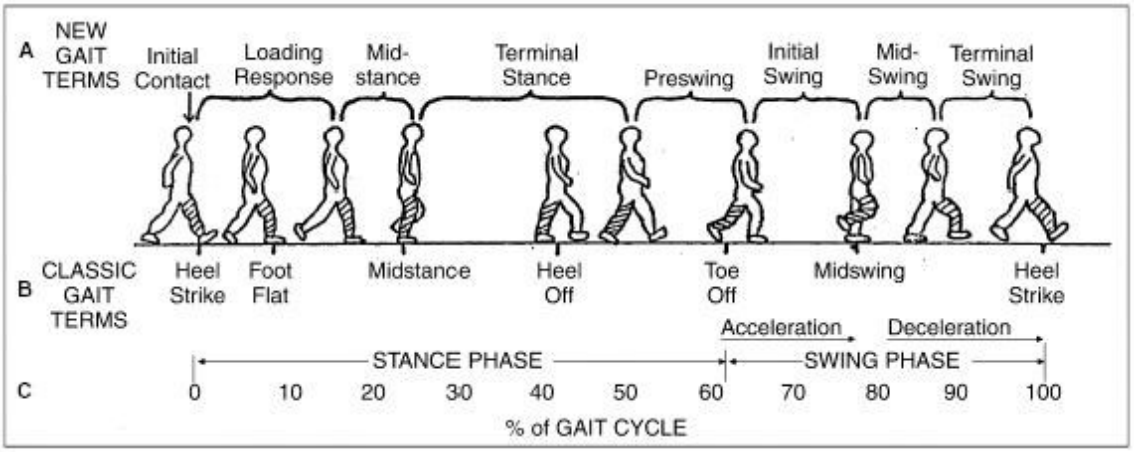
2.1.2. Vývoj lidské lokomoce

Fyziologický vývoj směřuje od primitivních posturálních vzorců k vertikální bipedální chůzi. V literatuře jsou popsané milníky, kterými dítě prochází během vývoje. Jedná se například o sed s oporou, bez opory, uchopování přes střední osu těla nebo přetáčení se na břicho a zpět. I přes určitou individualitu jsou všechny tyto vývojové milníky pro každý věk relevantní i dnes. (Piek, 2006) Jeden z prvních pokusů dítěte o pohyb v prostoru je plazení na břiše. Dítě pro něj využívá z velké části pouze horní končetiny, kdy se střídavě opírá o lokty a tím posouvá svůj trup vpřed. Postupně se začnou aktivně zapojovat i dolní končetiny a kontakt trupu se zemí se zmenšuje. Změny pozorujeme také u dechových svalů, kde dochází k jejich zapojení do posturální funkce. Dalším, již pokročilejším pohybovým vzorcem, je lezení, kdy se pohybu aktivně účastní jak horní, tak i dolní končetiny a opornými body se stávají kolena a akra končetin. Trup stále zůstává v horizontální poloze, ale již nedochází k jeho kontaktu se zemí. V tomto období pozorujeme první pokusy o vertikalizaci, ale vzhledem k nepřipravenosti CNS je vertikální poloha nevýhodná a dlouhodobě neudržitelná. (Véle, 2006) Mezi 7. a 12. měsícem začíná dítě chodit s oporou a využívá chůzi kolem nábytku tak, že dělá kroky bokem, aby všechny končetiny poskytovaly dostatečnou oporu. (Piek, 2006) Bipedální chůzi lze provádět bez opory, nicméně dítě musí být stále v pohybu a vertikálu udržovat setrvačností těla, protože jakmile se snaží zastavit či změnit směr, často padá k zemi. K samostatné chůzi bez opory dochází mezi 10. a 15. měsícem. První kroky jsou nejisté, stranově nezávislé na sobě a jsou doprovázeny plochonožím a širokou bází. V pozdějších fázích vývoje je dítě již schopno stabilitu bez opory udržet a tím se i chůze stává bezpečnou. (Véle, 2006)

2.1.3. Krokový cyklus

Whittle popisuje krokový cyklus jako opakující se interval od prvotního kontaktu nohy s podložkou do úderu paty téže nohy. Znamená to, že pokud zvolíme pravou nohu jako počátek cyklu při prvotním kontaktu, tak se cyklus uzavře v moment, kdy opět dojde ke kontaktu pravé nohy se zemí. (Whittle, 2007)

Lidskou chůzi můžeme dělit na fázi dvoubodové a jednobodové opory. Fáze dvoubodové opory začíná úderem paty a končí odrazem palce, který je zároveň začátkem jednobodové opory, rovněž známé jako švihová fáze. (Akhtaruzzaman et al. 2016) Stojnou fázi, někdy také nazývanou jako opornou nebo fází kontaktu, můžeme rozdělit na fázi zatěžování (loading response), mezistoje (mid-stance), konečnou fázi stoje (terminal stance) a předšvihovou fázi (pre-swing). Švihovou fázi lze rozdělit na počáteční švih (initial swing), mezišvih (mid-swing) a konečný švih (terminal swing). Vzhledem k tomu, že se kryje počáteční kontakt jedné dolní končetiny s předšvihovou fází druhé, dochází k chvilkovému momentu dvoubodové opory, kdy jsou obě končetiny v kontaktu se zemí. Jedna z nich je přitom vždy postavena více vpředu a tu označujeme jako vedoucí (leading). Končetina, postavená více vzadu, je označována jako sledující (trailing). Fáze stojná trvá přibližně 60% cyklu, švihová 40% a fáze dvojí opory 10%, nicméně tyto poměry závisí na rychlosti chůze, kdy se švihová fáze s vyšší rychlostí prodlužuje a fáze stojná a dvojí opory se zkracují. (Whittle, 2007) Lidská chůze je charakterizována tím, že je tělo během celé doby v kontaktu s podložkou. Čím vyšší rychlost, tím je přenos hmotnosti mezi chodidly kratší a při běhu kompletně vymizí. Tento přenos je v běhu nahrazen letovou fází, kde fáze dvoubodové opory zcela chybí. (Dungl et al. 2005)



Obr. č. 1 Jednotlivé fáze krokového cyklu (zdroj: https://www.orthobullets.com/foot-and-ankle/7001/gait-cycle)

Pro detailnější popis jednotlivých fázích využijeme rozdělení dle Perry: (Perry et Burnfield, 2010)

Fáze počátečního kontaktu (0% až 2% krokového cyklu dle Perry)

V této fázi dochází k prvnímu kontaktu nohy se zemí. Někdy bývá tato fáze označována jako „heelstrike“, jelikož ve většině případů dochází k prvotnímu kontaktu právě výrazným úderem paty. (Whittle, 2007) Jedná se o začátek fáze zatížení, na kterou má vliv postavení všech kloubů při kontaktu se zemí. (Perry et Burnfield, 2010; Sethi et al. 2022) Hlezenní a subtalární kloub začínají v neutrálním postavení. Následuje zhoupnutí se do plantární flexe a everze, což umožňuje absorpci zatížení způsobeného hmotností těla. Kolenní kloub stojné končetiny je udržován aktivitou m. quadriceps femoris a tibiálního traktu společně s horní porcí m. gluteus maximus. Hyperextenzi brání účast m. semitendinosus, m. semimebranosus a m. biceps femoris. Kyčelní kloub je ve 20° flexi pro zajištění optimální stability a dostatečné délky kroku. Pánev rotuje vpřed o přibližně 5°. (Perry et Burnfield, 2010)

Fáze zatížení (2% až 12% krokového cyklu dle Perry)

Tato fáze se považuje za začátek fáze dvojí opory. Začíná ihned po prvotním kontaktu nohy se zemí a končí začátkem fáze švihové. Hlezenní a subtalární kloub se podílejí na plynulém pohybu a absorpci zátěže plantární flexí a everzí, proti které působí dorziflekčním momentem m. tibialis anterior a dlouhé extenzory prstů nohy. Náhlý přenos váhy na stojnou končetinu narušuje stabilní extenční postavení kolenního kloubu, který následně začne pohyb do flexe. Její rozsah je limitován excentrickou aktivitou m. quadriceps femoris. Dochází tak k absorpci nárazu se současným zajištěním stability kolenního kloubu. Aktivita m. biceps femoris se během této fáze postupně snižuje. Kyčelní kloub je nadále udržován ve 20° flexi a jeho stabilita je zajištěna aktivitou všech extenzorů, zejména m. gluteus maximus a m. adductor magnus, které se zároveň podílí na flexi kolenního kloubu. Dochází také k mírné extenzi v bederní páteři. (Perry et Burnfield, 2010; Sethi et al. 2022)

Fáze mezistoje (12% až 31% krokového cyklu dle Perry)

Fáze mezistoje začíná zdvihnutím paty a následným odrazem palce švihové dolní končetiny, která překonává směrem vpřed končetinu stojnou. Ta je zodpovědná

za udržení stability celého těla, jelikož je v danou chvíli jediným oporným bodem se zemí. (Perry et Burnfield, 2010; Whittle, 2007) Fáze končí přesunem těžiště nad střed báze stojné končetiny. (Sethi et al. 2022) Kontakt paty se zemí společně s 1. a 5. hlavičkou metatarzů tvoří ideální plochu pro stabilní posturu. Tibie se pohybuje vpřed, hlezenní kloub přechází do dorzální flexe a jeho stabilitu zajišťuje excentrická aktivita m. soleus a gastrocnemius. V kolenním kloubu se snižuje úhel flexe. Aktivita m. quadriceps femoris přibližně v polovině této fáze ustává a kloub proti hyperextenzi chrání pouze kloubní pouzdro a vazy. Aktivita abduktorů kyčelního kloubu prostřednictvím tractus iliotibialis stabilizuje kloub z laterální strany proti působení sil vzniklém přesunem těžiště. Kyčelní kloub přechází postupně ze 20° flexe do extenze a zároveň se jeho střed s pohybem celé končetiny dostává před stojnou nohu. Aktivní jsou v této fázi mm. vastii a m. semimembranosus a m. semitendinosus, kdy s extenzí kolenního kloubu současnou aktivitou flexorů kolene dochází k extenzi kloubu kyčelního. Ke konci této fáze dochází k navrácení pánve do neutrálního postavení aktivitou abduktorů. (Perry et Burnfield, 2010)

Konečná stojná fáze (31% až 50% kro kového cyklu dle Perry)

Jedná se o konec fáze opory stojné dolní končetiny. Subtalární skloubení přechází do inverze a přednoží se tak stává jediným kontaktem se zemí. Těžiště těla se přesouvá před přednoží, aktivita plantárních flexorů narůstá a dorzální flexe se v hlezenním kloubu, kde dochází ke třetímu zhoupnutí, zvyšuje z původních 5° na 10°. V této pozici je kloub stabilizován aktivitou m. triceps surae, díky které dochází ke zvednutí paty od podložky. Zbytek svalů z této oblasti stabilizuje přednoží a brání poklesu těžiště. Pro plynulý pohyb je také důležitá adekvátní mobilita metatarzofalangeálních kloubů, umožňující progresivní dorzální flexi. Kolenní kloub pokračuje v extenzi, svoji aktivitu zahajuje m. popliteus a m. biceps femoris. Tyto svaly přispívají k ochranně kloubu proti hyperextenzi. Po dosažení maximální extenze kolenní kloub přechází téměř okamžitě opět do flexe. Těžiště se přesouvá přes vahadlo přednoží vpřed, střed kyčelního kloubu se posouvá anteriorně vůči vektoru těla a dochází v něm k hyperextenzi. Extenze je limitována m. tensor fascie latae, společně s m. adductor longus, který se aktivuje ke konci této fáze a brání poklesu pánve při přesunu váhy na kontralaterální končetinu. Aktivita abduktorů je v této fázi nízká, pravděpodobně z důvodu pasivní abdukce způsobené laterálním posunem těžiště. (Perry et Burnfield, 2010)

Předšvihová fáze (50-62% krokového cyklu dle Perry)

Fáze začíná počátečním kontaktem švihové končetiny a končí odrazem palce končetiny stojné. Díky náhlému přesunu hmotnosti těla nad přední končetinu dochází k propulzi a přípravě svalů na švihovou fázi. (Perry et Burnfield, 2010; Whittle, 2007) Odpadá zde nutnost stabilizace hlezenního kloubu, takže aktivita m. triceps surae se snižuje, společně s reakčními silami od podložky. Díky kontaktu s hlavičkami metatarzů vytváří palec místo pro poslední zhoupnutí končetiny vpřed. Plantární flexe se v hlezenním kloubu zvyšuje, tibie se silou plantárních flexorů pohybuje vpřed a dochází k poměrně rychlé flexi v kolenním kloubu. Kyčelní kloub se pohybuje do neutrálního postavení. M. tibialis anterior společně s extenzory palce brzdí plantární flexi na konci této fáze. Zároveň dochází k přípravě dorzálních flexorů na svižné zvednutí nohy. S přesunem těžiště přechází kolenní kloub do 40° flexe. Aktivují se zde m. popliteus, m. gracilis a m. sartorius. Proti příliš rychlé flexi kolenního kloubu chrání ve spolupráci m. rectus femoris a m. vastus intermedius. V kyčelním kloub dochází k flexi, která je způsobena zpětným rázem šlachy plantárního flexoru, odrazem palce a aktivitou m. adductor magnus a m. gracilis, které se na tomto pohybu podílí. Pánev na straně švihové končetiny poklesne o přibližně 4°. (Perry et Burnfield, 2010)

Počátek švihové fáze (62%-75% krokového cyklu dle Perry)

Přibližně třetina švihové fáze. Začíná odlepením nohy od země a končí v momentě, kdy jsou končetiny paralelně. (Perry et Burnfield, 2010) Při odrazu palce je hlezenní kloub v 15° plantární flexi a s narůstající aktivitou pretibiálních svalů postupně přechází do dorzální flexe společně s prsty tak, aby mohla švihová končetina plynule a bez kontaktu s podložkou pokračovat v pohybu vpřed. Tibie se následně dostává do vertikálního postavení s podložkou, a proto na konci této fáze dosahují extenzory prstů maxima své aktivity. Flexe v kolenním kloubu pokračuje až do 60° s aktivitou m. biceps femoris, m. gracilis a m. sartorius flektující zároveň také kloub kyčelní. Hlavním úkolem této fáze je pohyb dolní končetiny vpřed bez zadrhnutí o překážku, a tak je dostatečná flexe v kolenním kloubu současně s dorzální flexí v kloubu hlezenním naprosto nezbytná. Moment získaný během předešlé fáze přechází do fáze initial swing. Pohyb končetiny vpřed při volné chůzi je zajištěn především pasivně, ale může být doplněn svalovou aktivitou dle potřeby, například při vyšší rychlosti dochází k aktivitě m. iliacus. Kyčelní kloub se dostává do 15° flexe. Nejvyšších

hodnot aktivity dosahují m. gracilis (addukce, vnitřní rotace, flexe) a m. sartorius (abdukce, zevní rotace, flexe), pracující v souhře. (Perry et Burnfield, 2010)

Střed švihové fáze (75% až 87% krokového cyklu dle Perry)

Počátek této fáze je v momentě, kdy jsou švihová a stojná končetina paralelně vedle sebe a končí, když je švihová končetina před stojnou a její tibie je ve vertikální poloze (stejný úhel flexe v kyčelním i kolenním kloubu). (Perry et Burnfield, 2010; Sethi et al. 2022) Stojná končetina je na konci fáze mezistoje. (Perry et Burnfield, 2010) Značná aktivita pretibiálních svalů pokračuje v první části této fáze a hlezenní kloub se postupně dostává z dorzální flexe do neutrálního postavení, které je ke konci udržováno excentrickou aktivitou těchto svalů, střídající prvotní koncentrickou aktivitu, která je nutná pro odlepení nohy od podložky. Kolenní kloub může v této fázi již volně přecházet do extenze za pomocí setrvačnosti získané během švihové fáze. Kyčelní kloub postupně dosahuje 25° flexe, svalová aktivita v této oblasti je minimální a pohyb je spíše pasivní. (Perry et Burnfield, 2010)

Konec švihové fáze (87% až 100% krokového cyklu dle Perry)

Poslední třetina švihové fáze začíná tibií nacházející se ve vertikální poloze a končí úvodním kontaktem paty stejné končetiny. Posun končetiny je zakončen extenzí v kolenním kloubu, zmenšením flexe v kyčelním kloubu a dorzální flexí až středním postavením v hlezenním kloubu. Následuje opět stojná fáze, během které druhostranná končetina provádí fázi švihovou. (Perry et Burnfield, 2010; Whittle, 2007) Pretibiální svaly udržují hlezenní kloub a prsty v neutrálním postavení, ale často dochází k mírnému poklesu do plantární flexe. Svaly se také připravují na vyšší nároky při následující fázi zatížení končetiny. V kolenním kloubu je potřeba extenze, která je kontrolována excentrickou aktivitou flexorů kolene. Mm. vastii zodpovídají za maximální extenzi. Svaly kyčelního kloubu svojí aktivitou omezují zvětšování flexe, zejména pak hamstringy, u kterých je oproti jednokloubovým extenzorům kyčelního kloubu výhodou kontrola pohybu také v kolenním kloubu. M. gluteus maximus a m. adduktor magnus zahajují aktivitu až ke konci této fáze. M. gluteus medius pracuje proti addukčnímu momentu flexorů kyčle. Pánev na straně švihové končetiny maximálně rotuje vpřed a její pokles přetrvává. Výsledkem veškeré svalové aktivity v této fázi je kontrola poklesu pánve při přesunu těla přes stojnou končetinu a připravenost dolní končetiny na fázi zatížení a opakování cyklu. (Perry et Burnfield, 2010)

2.1.4. Časoprostorové parametry chůze

Hodnocení časoprostorových parametrů chůze je základem pro její komplexní analýzu. Rychlost chůze lze definovat jako dosaženou vzdálenost za určitý čas. Osoby se zraněním či jinou patologií mají tendenci k pomalejší chůzi. Kadence je počet kroků za jednotku času. Krok je definován jako vzdálenost mezi kontaktem paty jedné a druhé nohy. Délka dvojkroku je vzdálenost mezi prvním a druhým počátečním kontaktem paty nohy stejné dolní končetiny. Šířka báze je vzdálenost mezi středy levé a pravé nohy. Měří se také čas strávený ve fázi opory jedné dolní končetiny a délka fáze švihové. (Sethi et al. 2022; Whittle 2007) Rychlost chůze ovlivňuje biomechanické parametry jako například kinematiku kloubů, reakční síly od podložky, momenty sil kloubů a svalovou aktivitu a jejich sílu. U dospělých jedinců dochází při pomalé chůzi ke snižování kadence a délky kroku. Co se rozsahu pohybu v kloubech týče, s rychlejší chůzí dochází k větší flexi a extenzi v kyčelním kloubu, flexi v kolenním kloubu a plantární flexi v kloubu hlezenním. S vyšší rychlostí dochází ke zvýšení reakční síly od podložky. U dětí a starších jedinců je tomu nepatrně jinak. (Fukuchi et al. 2019)

2.1.5. Těžiště těla při pohybu

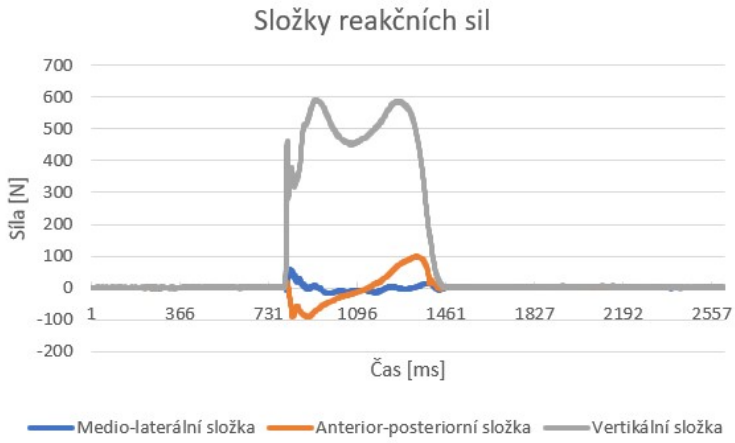
Pro určení některých charakteristik pohybové činnosti celého těla potřebujeme pro zjednodušení nahradit celé tělo jedním hmotným bodem, a to jeho těžištěm. Jedná se o působiště tíhové síly na hmotné těleso. V základním anatomickém postavení ho u člověka nalezneme v oblasti malé pánve, ve výšce S2/S3, zhruba 4,5 cm před promotoriem. Těžiště není statické a svoje umístění mění dle změny polohy segmentů či celého těla. Při některých polohách se může nacházet i mimo tělo. Z biomechanického hlediska se pro přibližné určení těžiště používá 14 segmentový model– hlava, krk, trup a párové segmenty (části končetin kromě aker, která jsou brána jako jeden segment). (Janura et Zahálka, 2004) Během chůze pomyslné těžiště opisuje sinusoidu v horizontální a vertikální rovině. S vyšší rychlostí dochází k větším výkyvům těžiště, s pomalejším tempem je amplituda těchto pohybů menší. Tyto výkyvy ovlivňují zatížení chodidla. (Dungl et al. 2005)

2.1.6. Reakční síly

Dle Newtonova třetího zákona vyvolá tíhová síla reakční sílu opačného vektoru, která představuje působení těla člověka na zem. Tato reakční síla má tři složky: vertikální, anterior-posteriorní a medio-laterální. Pokud člověk stojí, odpovídá velikost této síly jeho

váze, ale například při běhu dosahuje dvakrát až třikrát větších hodnot. „centre of pressure“ označuje místo na podložce kam působí jedna výsledná síla, která je vytvořena sumací nespočitatelného množství vektorů všech sil působících v daný okamžik. (Whittle, 2007)

Medio-laterální složka dosahuje poměrně nízkých hodnot a odpovídá výchylkám těžiště dle stojné dolní končetiny. Hodnoty jsou menší než 10% celkové váhy těla. Při stojné fázi pravé dolní končetiny dochází k vychýlení těžiště k levé straně, při stojné fázi levé dolní končetiny je tomu naopak. (Perry et Burnfield 2010; Whittle 2007) Anterior-posteriorní složka působí jako brzdná síla v první polovině stojné fáze a jako propulzní síla v její druhé polovině. (Whittle, 2007) Vertikální složka dosahuje svého vrcholu křivky dvakrát, kdy přesahuje tělesnou hmotnost o přibližně 10%. Ve svých nejnižších hodnotách dosahuje 80% tělesné hmotnosti. Prvního vrcholu dosahuje na začátku stojné fáze, kdy dochází k posunu těla před stojnou končetinu a zrychlení těžiště. Druhý vrchol je na konci stojné fáze, kde těžiště zpomaluje a plantární flexory vyvíjejí propulzní sílu pro pohyb vpřed. Velikost vertikální složky je modifikována rychlostí pohybu. (Perry et Burnfield, 2010; Whittle, 2007)



Obr. č. 2 Složky reakčních sil (zdroj: vlastní měření)

2.2. Analýza chůze

Jedná se o systematický proces, jehož prostřednictvím je možné odečíst odchylky a odhalit jejich příčiny a důsledky. (Sethi et al. 2022) Informace o lidské chůzi v praxi získáváme mnoha způsoby. Jednoduchým způsobem, jak chůzi analyzovat, je pouhá aspekce, kdy se daný jedinec prochází po prostoru tam a zpět, zatímco vyšetřující osoba

pozoruje asymetrie, dynamiku nožní klenby, úhly v kloubech a další parametry. Využít přitom můžeme různé modifikace, jako například zavřené oči nebo změny rychlosti, kdy jsou odchylky ve stereotypu chůze patrnější. K získání podrobnějších a přesnějších informací využíváme laboratorní vyšetření chůze. (Kolář et. al. 2009) Kinematická a kinetická data při přesunu lidského těla z místa A do místa B měříme ve 2D nebo ve 3D. Kinematická analýza se zabývá pozicí, pohybem a trajektorií předem stanovených bodů měřeného subjektu bez začlenění sil působících na tělo. Ty jsou objektem zájmu analýzy kinetické, která získává informace o síle vyvolanou pohybem a jejím dopadu na muskuloskeletální systém. Každý z nás má jedinečný styl chůze, který nás definuje a lze ho tak využít jako jeden z identifikátorů kvality života. Prostřednictvím zjištěných parametrů a odchylek u daného jedince lze nastavit adekvátní rehabilitační plán. Protože je lidské tělo poměrně komplexní struktura, existuje velká škála měření, které používáme, abychom ho lépe poznali. (Akhtaruzzaman et al. 2016)

2.2.1. Vývoj a využití analýzy chůze

Analýza pohybu nachází hojné využití ve sportovních vědách, diagnostice ve zdravotnictví, ale také ve fyzioterapii. (Prakash et al. 2015) K měření se používají různé senzory, které lze nosit nebo připevnit na tělo. Může se jednat o akcelerometry, EMG, senzory snímající sílu, náklon, úhly a mnohé další parametry. Jednotlivé senzory lze také za účelem získání více dat najednou kombinovat. (Tao et al. 2012) Příkladem může být spojení 3D analýzy pomocí kamer a silových desek a EMG, kde zjišťujeme nejen které skupiny svalů se aktivují a jakou mírou, ale také přesně daný moment během prováděného pohybu, kdy k jejich aktivaci dochází. Za zmínku stojí také využití forenzní analýzy pohybu jakožto součástí identifikačního procesu, jako například porovnání chůze či běhu jedince se záznamem z kamer sledujících určitý prostor. (Mangone et al. 2023) Nevýhodou kombinace několika měřících systému zároveň je vyšší cena, náročnost, ale také možné ovlivnění přirozeného pohybu měřené osoby. (Dorschky et al. 2019)

Kvalitativní analýza popisuje a hodnotí pohyb bez měření fyzikálních veličin, často je hodnocena slovně, a proto může být ovlivněna zkušenostmi a subjektivní stavem měřitele. Pro kvantifikování velikosti výstupních veličin je nutné použít složitější metody, kde jsou výstupem číselné hodnoty. O dynamiku se jedná, pokud je měřeným parametrem síla. V kinematice sledujeme pohyb bez vlivu síly. Mezi kinematické metody patří například goniometrie, akcelerometrie, systémy pracující na elektromagnetickém principu, akustických senzorech nebo optoelektrické systémy, kam právě patří

kinematografická analýza pohybu. (Janura et Zahálka, 2004) Časoprostorové parametry, jako jsou rychlost chůze, kadence, délka kroku a trvání celého krokového cyklu, dokáží různé systémy pro analýzu chůze objektivizovat s porovnatelnými výsledky, přesnost dat specifických pro jednotlivé fáze krokového cyklu se ale může lišit. (Rudisch et al. 2021)

Díky rapidnímu vývoji komunikačních a dalších technologií je v dnešní době možné získat informace o chůzi také pomocí chytrých telefonů a hodinek nebo prostřednictvím oblečení opatřeného chytrým materiálem či integrovanými senzory. Vyvinuty byly také různé aplikace, které umožňuji sledování časoprostorových parametrů chůze. Ačkoliv tyto způsoby měření zatím nedosahují přesnosti laboratorních systémů, mají do budoucna velký potenciál zlepšení. (Liu et. al. 2021) Zlatým standardem v analýze pohybu je kombinace trojrozměrné kinematiky, kinetiky a EMG, doplněné o informace z kineziologického rozboru provedeného zkušeným fyzioterapeutem. (McGrath et al. 2023) 3D analýza chůze se využívá v neurologii, ortopedii, traumatologii a dalších oborech, kde lze s použitím získaných dat adekvátně nastavit terapeutický plán, posoudit vliv rehabilitace před a po operačních zákrocích nebo například u dětské mozkové obrny zhodnotit, zda je operační intervence přínosná nebo by naopak mohla uškodit. Hodnotit můžeme také biomechanické parametry přímo související se symetrií chůze. Méně technicky a časově náročnou alternativou je analýza chůze bez využití markerů. Často se jedná o informace ze silových desek a kamerového záznamu v podobě aktivního sběru informací o strukturách či pasivní analýzy přes jednotlivé snímky. (Klöpfer-Krämer et al. 2020)

2.2.2. Kinematická analýza chůze

Kinematografická vyšetřovací metoda analyzuje pohyb důležitých bodů segmentů těla, který je následně vyhodnocen videozáznamem. Body slouží k určení základních kinematických veličin, jako jsou dráha, úhel, rychlost, úhlová rychlost a další. Nezbytné je definovat souřadný systém – nejčastěji se v praxi využívá kartézský systém souřadnic. (Janura et Zahálka, 2004) 2D analýza slouží k vyhodnocení pohybu v rovině, kdy lze vypočítat délku segmentů a úhel mezi nimi pomocí určení rovinných souřadnic vybraných bodů. V praxi se s pohybem v jedné rovině tak často nesetkáváme, a proto je výhodnější pro analýzu pohybu člověka využít 3D rozměr. Na rozdíl od 2D analýzy se sledovaný bod určuje třemi souřadnicemi na ose x, y a z, což nám umožňuje stanovit celou škálu kinematických parametrů. Pokud k měření využíváme videozáznam, musíme pro analýzu pohybu v prostoru využít vstupy z více kamer, jelikož se záznam zobrazí

v rovině 2D. Pozice kamer se liší dle řešené úlohy. U 3D analýzy je potřeba zajistit dobrou viditelnost všech měřených bodů a ideální postavení kamer, které by neměly být ve stejné rovině. Kromě statických kamer lze využít i kamery pohyblivé. Za účelem zvýšení kvality vyhodnocených údajů se na těle značkami označí vybrané anatomické body. Tyto značky jsou k dispozici v různých velikostech, barvách a tvarech. Používají se systémy s aktivní kamerou a pasivními markery nebo systémy s pasivní kamerou a aktivními markery. (Janura et Zahálka, 2004) Chybným nalepením markerů může dojít ke zkreslení dat, stejně tak jako pohybem kůže, kde je marker nalepen, po kostěných strukturách. (Whittle, 2007)

Pro 3D měření jsou třeba minimálně dvě kamery se snímací frekvenci minimálně 50 Hz, ale dnes se spíše používají zařízení s frekvencí více než 1000 Hz, umožňující detailní analýzu pohybu i ve vysokých rychlostech. Hojně využívaný biomechanický model v 3D analýze je plug-in gait model, který dělí tělo na jednotlivé segmenty. Nevýhodou nalepovacích markerů může být riziko nesprávného umístění na anatomické body, výskyt rušivých artefaktů, speciálně u obéznějších jedinců a biomechanické modely, které i přes značnou pokročilost nedokáží obsáhnout anatomii těla komplexně, jako například u kolenního kloubu. (Klöpfer-Krämer et al. 2020)

2.2.3. Kinetická analýza chůze

K odečtení kinetických parametrů se využívají silové desky, které se běžně skládají z kovové podložky a několika senzorů po jejích stranách. Tyto platformy převádějí zatížení do elektrické podoby a slouží k měření reakční síly od podložky, sil účastnících se pohybu a podávání informací o posturální kontrole. Hrubým přirovnáním funkce silové desky by mohla být zdravotnická váha. (Wardoyo et al. 2016) Můžeme díky nim získat data o charakteristikách chůze jedince, která jsou pouhou aspekcí nezjistitelná. Před vlastním měřením je nutné desky zkalibrovat. Získaná data lze také využít pro trénink nejen sportovců, ale například i pro rehabilitaci jedinců po amputaci části nebo celé dolní končetiny. (Rathore et al. 2021) Kromě reakčních sil můžeme také odečíst jejich působiště a délku kroku. Odchylky jsou v těchto parametrech v populaci poměrně velké. Někdo nohou „doplachtí“ na zem, zatímco jiný ji spíše „zaboří“. Většinou jsou tyto desky zabudovány do podlahy tak, aby po nich mohl člověk přirozeně přecházet a nemusel na ně vystupovat či jinak upravovat krok. Ideální krok je takový, kdy jedinec došlápne na jednu desku celou nohou. Výhodou je mít více desek v řadě za sebou tak, aby byla pravděpodobnost získání žádaných dat co nejvyšší. (Whittle, 2007) Využití

najdeme nejen u zdravých jedinců, ale hodnotné informace získáme také pro terapii při diagnózách jako jsou například fibromyalgie, Parkinsonův syndrom nebo roztroušená skleróza. Nevýhodou využití silových desek bez kombinace se systémy jako je 3D analýza je, že nezískáme posturální a kinematické informace. (Klöpfer-Krämer et al. 2020) Jedním z populárních výrobců silových desek je společnost Kistler. Desky jsou tvořeny piezoelektrickými senzory umístěnými v rozích. Dostupné jsou desky, které jsou permanentně nainstalované v laboratořích nebo také typy, které lze odmontovat a volně přenášet na další místa. Desky je dle potřeb klienta možné dále speciálně upravovat pro širokou škálu výzkumů, takže mohou být voděodolné, průhledné, specializované na měření síly svalů horní končetiny, vytvořeny přesně pro různé sporty a další. (Kistler Group, 2022)

2.3. Basketbal

2.3.1. Pravidla basketbalu

Basketbalový zápas proti sobě hrají dvě družstva o maximálně 12 hráčích a jejich cílem je získat body vstřelením míče do soupeřova koše. Zakončit se dá z dvoubodového a tříbodového území nebo trestným hodem. Tým, který na konci utkání získá více bodů, se stává jeho vítězem. Hrací doba se dělí na 4 čtvrtiny po 10 minutách s pauzami mezi čtvrtinami a poločasem. Zakončení na koš je omezeno 24 nebo 14 sekundami dle herní situace. Během hry je na hřišti 5 hráčů, kteří mohou být během hry střídáni, pokud neporušili žádná pravidla. Každý tým má k dispozici 2 oddechové časy, s výjimkou poslední čtvrtiny, kdy si může vybrat třetí, pokud splní podmínky. (Česká basketbalová federace, 2020)

Basketbalové hřiště má přesně dané parametry. Na obou koncích hřiště se naproti sobě nacházejí desky s košem. Hru s míčem lze provádět pouze pomocí rukou v souladu s pravidly. Živý míč označuje situaci, kdy při počátečním rozskoku opustí ruce rozhodčího a je k dispozici hráči k provedení trestného hodu nebo při vhazování. Mrtvý míč označuje situace, kdy dojde k zapískání rozhodčího, k dosažení koše ze hry či trestného hodu nebo po zaznění signálu časomíry. Pokud hráč poruší pravidla, ať už se jedná o nedovolený fyzický kontakt nebo nesportovní chování, je to vždy hodnoceno jako chyba. Maximální počet osobních chyb hráče je 5. Pokud dosáhne tým 5 chyb, je každá další chyba týmu potrestána 2 trestnými hody. Pokud se obránce dopustil chyby při střele soupeře, je taková chyba potrestána 2 trestnými hody, pokud útočník nedosáhl

koše nebo 1 trestným hodem, pokud úspěšně zakončil. (Česká basketbalová federace, 2020)

2.3.2. Specifika basketbalu

Basketbal je vysoce dynamický sport. Pro hru je důležitý jak aspekt individuální zkušenosti a psychické připravenosti hráče, tak i spolupráce v týmu a taktické schopnosti. Z kondičního hlediska se v této hře uplatňují složky rychlostní, silové a vytrvalostní. Rychlost se uplatňuje především jako zrychlení a ve změnách směru a pohybových způsobech. Síla se uplatňuje především v podobě síly explozivní za účelem získání výhodného postavení a ustání kontaktu se soupeřem. Částečně se také uplatňuje jako silová vytrvalost. Během celé hry dochází k nepravidelnému střídání zatížení a odpočinku. Zatížení je různé intenzity od chůze až po sprint v závislosti na herní situaci. (Jebavý et al. 2017) Basketbal se během let stal velmi kontaktní hrou, proto lze očekávat, že budou často vznikat situace, ve kterých může dojít ke zranění. Na rozdíl od některých dalších týmových sportů basketbal vyžaduje výbušnost v pohybech jako jsou výskoky, dopady, běh a zrychlování. To vše se odehrává v kombinaci s častými rychlými změnami směru, okamžitým zpomalením až zastavením a opět co nejrychlejším návratem do pohybu. To s sebou nese velkou zátěž na dolní končetiny a s tím spojenou vysokou pravděpodobnost úrazu v těchto segmentech. Častěji se tak stává u mužů než u žen, které jsou ale většinou indisponovány na delší dobu. (Adillón et al. 2022) Na základě těchto pohybů mohou vznikat asymetrie v rozvoji svalstva, flexibility a koordinace dolních končetin. Riziko zranění v takovém případě není vyšší pouze u končetiny slabší, která často není schopna vydržet vyšší zátěž, ale také u končetiny dominantní, která je nadměrné zátěži vystavována konstantně. (McPherson et al. 2016)

Hráči se musí naučit a zdokonalovat dovednosti jako je střelba na koš, driblování pro pohyb na hřišti, blokování soupeřových střel a získání a doskakování míče po střelách, ať už pod svým nebo soupeřovým košem. Důležité je dbát na všestranné adekvátní rozvíjení pohybového aparátu od útlého věku tak, aby nedocházelo k zafixování patologických stereotypů pohybu, které vedou k poruchám mobility a stability. Často se u hráčů, zejména mladšího věku, objevuje lumbopelvická instabilita a oslabení abduktorů kyčelního kloubu, což vede k zvýšení úhlu abdukce, vnitřní rotaci v kyčelním kloubu a následnému zvyšování úhlu valgozity v kolenním kloubu. (Adillón et al. 2022) Schopnost pohotově změnit směr je důležitá pro spoustu týmových sportů. Jedná se o zpomalení za co nejkratší čas, umožňující vydat se jiným směrem a okamžitě poté

znovu nabrat původní rychlost. Důležité je proto schopnost zabrzdit co nejrychleji a následně vyvinout velkou propulzní sílu pro započetí pohybu novým směrem. Čím efektivnější střídání cyklů excentrické svalové kontrakce s koncentrickou je jedinec schopen provést, tím rychleji může změna směru proběhnout. (Santoro et al. 2021) Jelikož se hráč pohybuje po hřišti převážně driblinkem, může být úroveň této dovednosti a zvládnutí této techniky determinantem k úspěšnému zápasu, protože hráči musí být schopni často a rychle změnit směr bez ztráty míče. Únava může mít značně negativní vliv na hráčský výkon. Dochází ke snížení úhlových rychlostí v kolenním kloubu a zápěstí, síle, ale také k celkovému zhoršení kvality pohybu. (Li et al. 2022)

S vývojem sportu se zkvalitnila také obrana útočníka, a tak se stalo zakončení výskokem z obou dolních končetin častějším stylem skórování. Tento pohyb se musí stát automatickým tak, aby byl hráč schopen za jakýchkoliv podmínek zakončit víceméně stejným způsobem. V zájmu útočníka je zakončit z co nejvyššího bodu tak, aby překonal soupeřovu obranu. Princip střelby je v základě u všech hráčů stejný, ale každý časem získá svůj unikátní styl. Pro hráče basketbalu je důležité vyvinout co největší sílu ve svalech dolních končetin, jakožto hlavního hnacího motoru, aby bylo možné provádět rychle a výbušně všechny potřebné pohyby, mezi které patří právě výskok vzhůru. Při dopadech po výskoku dochází poměrně k velkým nárazům a až pětkrát vyšším reakčním silám, než je váha těla. (Struzik et al. 2014) Střelba z místa zpravidla probíhá z postoje na mírně pokrčených dolních končetinách. Chodidla jsou na šířku ramen a noha na stejné straně jako střílející ruka je o přibližně půl stopy vpředu oproti druhé a trup je tímto směrem rotován. (Štirn et al. 2019; Velenský et al. 1999) Hmotnost těla se přenáší do špiček nohou. Střelecký pohyb probíhá směrem vzhůru a vychází z dolních končetin. Postupně se přenáší přes trup na horní končetiny, kde probíhá vlastní odhodová fáze extenzí lokte a palmární flexí v zápěstí, což dává poslední rotační impuls míči. Nestřílející končetina pouze kontroluje odhodový pohyb a ve fázi propnutí paže se od míče odpoutává. Jedná se o koordinačně náročný pohyb, a proto jeho zdokonalování a automatizace trvá v rámci řady let. (Velenský et al. 1999) Dalším způsobem zakončení je dvojtakt. Pokud hráč dribluje míčem v pravé ruce, zakončovat dvojtaktem bude tak, že první na zem položí pravou nohu a před ni následně levou, kterou využije k odrazu vzhůru směrem ke koši. Při driblinku z levé strany je tomu naopak. Přesnost zakončení závisí na rychlosti a délce obou kroků v dvojtaktu, výšce výskoku a bodu vypuštění míče. (Chakraborty et al. 2020)

Fyziologické nároky a krytí energetického výdeje jsou do určité míry determinovány charakterem hry, kdy se střídají fyzicky náročné acyklické děje, jako například střelba, doskoky, driblink a děje cyklické v podobě běhu. Činnost svalů je především dynamického charakteru. Nejvíce je zatíženo svalstvo dolních končetiny (odrazové svaly – m. gluteus maximus, m. quadriceps femoris a lýtkové svaly). Svaly horní končetiny a trupu jsou zatíženy méně. Energetický výdej je nejvyšší při driblinku, při střelbě a přihrávce z místa je nižší. Z morfofunkčních parametrů je pro basketbal výhodou vyšší tělesná výška a hmotnost, zejména pak u podkošových hráčů. Je tomu tak z důvodů častých fyzických soubojů s cílem dopravit míč do vysoko umístěného koše. Vyšší hmotnost je spojena s vysokým podílem svalové hmoty, nikoliv tukové tkáně. (Havlíčková, 1993)

Důležitým ukazatelem silových schopností je výška vertikálního výskoku, kde dosahují nejvyšších hodnot menší hráči s nízkou tělesnou hmotností. Nutno poznamenat, že existují značné individuální rozdíly mezi hráči, jak u žen, tak i u mužů, které jsou připisovány morfologické struktuře kosterních svalů. Basketbal je sportem, ve kterém hráči čerpají především z anaerobní alaktátové kapacity, ale přesto vytrvalostní a obratností schopnost nelze opomenout. K jejich rozvoji se využívá plyometrického silového tréninku s individualizovanou intenzitou. Rychlostně silový trénink je prováděn v maximální intenzitě. Jedná se o opakované série sprintů v maximální rychlosti po krátkou dobu (v rádu 10-20 sekund) s delšími pauzami. Silový trénink závisí na herní pozici hráče a jeho věku. Vytrvalost je rozvíjena kontinuálním tréninkem v přípravném období a intervalově během sezóny. V neposlední řadě je důležitý také trénink nových herních dovedností. V dětském věku je trénink všeobecného charakteru s rozvojem obratnosti a rychlosti. Silový trénink je plně zařazen až od puberty. (Havlíčková, 1993)

2.3.3. Stranová preference v basketbalu

Lateralita popisuje preferenci využívání párových orgánů jedné strany, jako je oko, ucho, horní a dolní končetina či dokonce preferování strany rotace těla. Preference strany ve sportu se odvíjí od aktivit a požadavků specifických pro danou aktivitu. (Díaz-Pereira et al. 2022) Otázkou i v dnešní době zůstává, co se považuje za „přijatelnou“ asymetrii. K měření asymetrie kloubních rozsahů, svalové síly a dalších parametrů se využívá široká škála metod, ale každá z nich může podávat více či méně odlišné výsledky, a tak je potřeba věnovat pozornost použitým metodám během jejich porovnávání. (Vanatta et al. 2023) Hráči basketbalu si během své kariéry vytvoří určitou

míru stranové preference pro zakončení, driblink, přihrávání míče a další pohybové úkony specifické pro tento sport. Studie uvádějí, že hráči na profesionální úrovni jsou herně efektivní jak s dominantní horní končetinou, tak i s nedominantní, zatímco u hráčů v nižších soutěžích je stranová preference výraznější. Vysvětlení je takové, že trenéři profesionálních úrovní dbají na časté využívání obou horních končetin nezávisle na preferenci a herní pozici jedince. Hráče, kteří jsou více stranově vyhraněni, dostávají protivníci častěji do situací, kde dělají chyby a schopnost rychle zareagovat a adaptovat se na herní situaci je v porovnání s profesionálními hráči nižší. Stranová preference získaná basketbalovým tréninkem pravděpodobně nemá vliv na lateralitu v aktivitách běžného života. (Stöckel et Vater, 2014; Stöckel et Weigelt, 2012) Asymetrie získaná během sportovní kariéry může ovlivňovat hráčský výkon. Studie z roku 2021 zkoumala dopad symetrie končetin na herní výkon. Měření se zabývalo agilitou (reaktivita a rychlost změny směru) a výskokem na jedné dolní končetině. Rozdíly v těchto parametrech byly identifikovány na základě herní pozice, kterou hráči na hřišti zastupují. Agilita u měřených hráčů nebyla rozdílná, ale hodnoty výskoku na jedné dolní končetině, který je pro tento sport specifický, se mezi hráčskými pozicemi lišily. Absenci rozdílů v symetrii u reaktivity a rychlosti změny směru lze odůvodnit nároky na opakované provádění herních manévrů během tréninků a zápasů jak u dominantní strany, tak i u strany nedominantní i přesto, že dominantní strana je často lepší. Vyšší symetrie také dosahovali hráči na profesionální úrovni. (Versic et al. 2021)

2.3.4. Basketbalová obuv

Typ basketbalové boty může mít nezanedbatelný vliv na pohybový aparát hráče. Bota by měla být taková, aby zabránila nadměrné pronaci nohy při laterálních pohybech a poskytla dostatečnou oporu, ale zároveň torzní flexibilitu. Dále má mít dostatečnou výstelku v oblasti paty a přednoží tak, aby dokázala absorbovat tvrdé nárazy při dopadu nohy na zem. V neposlední řadě by podrážka měla bránit uklouznutí, ale zároveň zadrhnutí o podlahu. Dle studie z roku 2020 nemá výška bot na stabilitu kotníku při dopadech a změnách směrů signifikantní vliv, jelikož ani vyšší obuv neomezuje rozsah pohybu v kloubu. (Jiang, 2020) Oproti tomu studie z roku 2022 uvádí, že ačkoliv mají vysoké boty výhodu v omezení rozsahu inverze, kdy při těchto pohybech často dochází k distorzím hlezna tak mohou mít svoji nevýhodu v restrikci rozsahu pohybu v kloubu a tím negativně ovlivňovat hbitost pohybu a výšku výskoku. (Lam et al. 2022) Otázkou je také tvrdost basketbalových bot. Tvrdší mezipodešví bot dle studie z roku

2019 sice nemá signifikantní vliv na kinematiku nohy, ale často dochází ke kompenzačním mechanismům v kloubech ostatních, zejména pak například v hlezenním kloubu, kde dochází k zvýšení dorzální flexe. Tyto nezamýšlené kompenzační mechanismy mohou představovat riziko pro vznik zranění. (Taylor et al. 2019)

2.3.5. Časná sportovní specializace

V dnešní době dochází k velmi časné sportovní specializaci. Jako definici specializace některé zdroje uvádí celoroční trénink věnující se exkluzivně jednomu sportu s vyloučením ostatních sportovních i některých nesportovních aktivit. (Mosher et al. 2022) Časové a tréninkové nároky na děti mladší 12 let neustále rostou. (Popkin et al. 2019) Poznatky ohledně brzké sportovní specializace udávají, že čím dříve se jedinec začne věnovat sportu intenzivněji, tím lepších výsledků dosáhne v porovnání se sportovci, kteří se specializovali později. Na druhé straně najdeme narůstající důkazy rozporující předešlý postoj. Studie udávají, že brzká specializace není prerekvizitou pro dosažení elitní úrovně, a dokonce má na sportovce negativní efekt v podobě vyššího rizika zranění, zejména z přetížení pohybového aparátu. Výjimku mohou tvořit technicky náročné sporty jako je gymnastika nebo krasobruslení, kde je vrchol kariéry dosažen ve velmi útlém věku. Dopad pozorujeme také na psychickou stránku jedince, kdy často dochází k vyčerpání, vyhoření a omezení vývoje osobnosti. (Mosher et. al. 2022; Popkin et al. 2019) Děti věnující se zpočátku několika sportům zároveň a specializujícím se až v pozdějším věku dle několika studií neměly problém přejít na profesionální úroveň a dosahovat srovnatelných výsledků jako děti s brzkou specializací. Takový přístup se může jevit jako ideální cesta. (Waldron et al. 2020) Téma sportovní specializace zůstává dodnes nedostatečně prozkoumané a bude stále součástí debaty, kdy je optimální se specializací začít. (Mosher et. al. 2022; Popkin et al. 2019) Cílem úvah je snížení rizika zranění a negativního dopadu na duševní zdraví hráčů. (Waldron et al. 2020)

2.4. Nejčastější zranění v basketbalu

Basketbal je v dnešní době velmi populární sport, takže není překvapením, že počet hráčů nadále roste. S tím se také pojí vyšší výskyt zranění, která mohou mít dopad nejen na fyzický, ale i psychický stav jedince. Zranění získaná během mladého věku mohou mít kromě krátkodobých projevů i následky dlouhodobější, které mohou

hráče limitovat i po skončení kariéry. (Owoeye et al. 2020) Profesionální hráči basketbalu jsou vystaveni vysokému riziku vzniku zranění z důvodu kontinuálního zatížení po celou dobu jejich kariéry. Muskuloskeletální aparát je vystaven zatížení pohybem po tvrdé palubové podlaze, kontaktní hrou pod košem, opakované „overhead" pohyby a rychlými změnami směru a rychlosti. (Khan et al. 2020) Epidemiologie zranění ve sportu je důležitá nejen pro vytvoření adekvátních prevenčních a léčebných programů. (Allahabadi et al. 2021) Přibližně 50% všech zranění se stává v momentech, kdy nedochází ke kontaktu mezi hráči. (Adillón et al. 2022)

Ze všech zranění, která se v basketbalu vyskytují, tvoří více jak 60% poranění v oblasti dolních končetin. Nejrizikovější oblasti představují hlezenní a kolenní kloub. Příčinou je pravděpodobně nutnost vykonávat časté změny směru a rychlosti, výskoky a pivotové pohyby během útoku i obrany, které tuto oblast značně zatěžují. Tyto pohyby vyžadují precizní techniku, aby docházelo k efektivní absorpci reakčních sil vyvolaných dopadem. (Adillón et al. 2022; Ekhtiari et al. 2019) Rozdíl mezi výskytem a četností zranění mezi muži a ženami se téměř neliší, ale některé studie udávají, že u žen je častější poranění v oblasti hlezenního kloubu, kdežto u mužů je tomu tak u kolenního kloubu. (Andreoli et al. 2018; Owoeye et al. 2020) Některé studie dokonce uvádějí, že návrat ke sportu po otřesu mozku může zvyšovat riziko vzniku akutního poranění dolní končetiny až po dobu 90 dní. Pravděpodobně je tomu kvůli přetrvávajícímu neuromotrickému a proprioceptivnímu deficitu. (Jildeh et al. 2021) Studie z roku 2020 zkoumající zranění ve WNBA od roku 2015 do 2019 také udává, že otřesy mozku spolu se zraněním nohy byly častější než poranění horní končetiny, kterých bylo během tohoto období pouze 11. (Baker et al. 2020) Jako prevenci zranění je důležité adekvátní rozcvičení. Trenéři sice dbají na rozcvičení hráčů před pohybovou aktivitou, ale dostatečně neintegrují současné poznatky, které snižují riziko zranění. (Räisänen et al. 2021)

2.4.1. Zranění kyčelního kloubu

V oblasti kyčelního kloubu a třísla nedochází k poranění tak často jako například u fotbalu nebo hokeje, ale i přesto nemůžeme tuto oblast zanedbat. Jedná se zejména o tříselné kýly a přetížení svalů v této oblasti (Ekhtiari et al. 2019) nebo o femoroacetabulární impingment. (Chen et al. 2019) Většina těchto poranění sice nevyžaduje operativní zákrok, ale často dochází k jejich projevům později. Dle studie z roku 2019 až třetina hráčů NBA udává trvalé bolesti v oblasti kyčelního kloubu

po ukončení své kariéry a téměř 1 z 6 následně jako řešení volí totální náhradu kyčelního kloubu. (Ekhtiari et al. 2019) Studie z roku 2021 zkoumala přítomnost bolesti v kyčelním kloubu a třísle u hráče basketbalu mladších 20 let a míru, do které bolest považují za problém. Téměř polovina ze zkoumaného souboru udává přítomnost bolesti. Polovina z těchto hráčů neudává bolest jako problém. Výsledky naznačují, že hráči považují bolest za problém pouze za předpokladu, že je vyřadí z tréninkového a zápasového režimu, nicméně jejich skóre v dotazníku HAGOS (Copenhagen Hip and Groin Outcome Score) bylo oproti jedincům bez bolestí menší, z čehož vyplývá, že bolesti v této oblasti negativně ovlivňují jejich sportovní výkon a aktivity běžného života i přesto, že ji nepovažují za problematickou. (Dooley. et al. 2021)

2.4.2. Zranění kolenního kloubu

Nutnost prudkého zastavení a častých rychlých změn směru vystavuje dolní končetinu zátěži ve smyku. Zejména pak dochází k působení velkých kroutivých sil na kolenní kloub. Autoři studie z roku 2022 z dostupných zdrojů zjistili, že z 1,011 hráčů 21% utrpělo poranění kolenního kloubu v NBA od roku 2015 do roku 2020 (zkrácená sezóna 2019 byla ze studie vyřazena). (Tummala et al. 2022) Poranění kolenního kloubu může ovlivnit kvalitu života a provozování dalších sportovních aktivit po ukončení kariéry. Studie z roku 2020 udává, že až dvě třetiny z dotazovaných hráčů NBA, kteří již ukončili kariéru, udávali přítomnost bolesti v kolenním kloubu a více než třetina následně podstoupila operaci. (Khan et al. 2020) Patelární tendinopatie představuje další častý problém v oblasti kolenního kloubu u hráčů basketbalu a může být následkem neadekvátní tréninkové zátěže. (Barden et Thain, 2022) Vliv na vznik patelární tendinopatie by dle autorů studie z roku 2020 mohlo mít supinované postavení nohy. (Lopezosa-Reca et al. 2020) Velmi častým poraněním je ruptura předního křížového vazu. Autoři studie z roku 2022 uvádí, že snížený rozsah dorzální flexe v hlezenním kloubu a snížená posturální stabilitu mohou být faktorem zvyšující riziko tohoto poranění. (Dominíguez-Navarro et al. 2022) Vliv může mít také zvýšená valgozita kolenního kloubu a velké abdukční momenty na kloub, zejména pak při doskoku z výšky. (Guo et al. 2021; Sinsurin et al. 2013) V rámci prevence je také dobré posílit svalstvo trupu. (Guo et al. 2021) Prevenční programy využívané pro hráče volejbalu a fotbalu nejsou u hráčů basketbalu tak efektivní. Pravděpodobnou příčinou jsou nároky a pohyby specifické pro tento sport. (Taylor et al. 2015) Pokud je ruptura ACL řešena plastikou, je důležitá

adekvátní rehabilitace a správné načasování návratu do sportu, jelikož při unáhleném návratu hrozí riziko sekundární ruptury. (Capin et al. 2017)

2.4.3. Zranění hlezenního kloubu

U hlezenních kloubů dochází nejčastěji k distorzím, především na laterární straně z důvodu nadměrné a náhlé zátěže v inverzi a vnitřní rotaci. Jedná se o nejčastější zranění u hráčů basketbalu vůbec. (Klem et al. 2017) Tímto mechanismem se poškozuje ligamentum calcaneofibulare samostatně či v kombinaci s ligamentum anterior talofibulare. (Panagiotakis et al. 2017) Často k tomu dochází při dopadu na soupeřovu nohu po výskoku. Za účelem prevence vzniku laterální distorze se někdy omezuje vnitřní rotace a inverze ortézami nebo tapingem, ale některé studie zmiňují, že omezení rozsahu pohybu v tomto segmentu může mít za následek vyšší riziko poranění kolenního kloubu, především ligamentózního aparátu. (Barden et Thain, 2022; Klem et al. 2017) Po prodělání opakované distorze hlezna může dojít k zhoršení stability a propriocepce v kloubu. (Fu et Hui-Chan, 2005) Z pohledu prevence zranění hlezenního kloubu je dobré do tréninku zařadit proprioceptivní cvičení a balanční cvičení. (Taylor et al. 2015)

2.5. Analýza chůze v basketbalu

Studie z roku 2000 zkoumala odchylky ve vybraných časoprostorových parametrech u plavců, basketbalistů a fotbalistů. Soubor tvořilo 10 plavců, 10 hráčů basketbalu a 16 fotbalistů. Všichni probandi byli praváci. Výsledky studie naznačují, že na základě pohybových programů specifických pro tyto jednostranné sporty můžeme odchylky pozorovat i při spontánní lokomoci. Oproti plavcům byla doba dvojí opory na pravé straně delší, než na levé u hráčů basketbalu i fotbalu. Změny byly také nalezeny v délce kroku, délce krokového cyklu a švihové fázi. Vysvětluje se to jak povahou sportu, kde se hráči pohybují sprintem, tak i určitou jednostranností basketbalu a fotbalu, kvůli které dochází k rozvoji svalstva asymetricky – dominantní dolní končetina vykazovala u těchto hráčů větší sílu než nedominantní. U plavců se přitom rozdíly v těchto parametrech nenašly a svalstvo se u nich dle výsledků rozvíjí téměř symetricky. Dle slov autorů nebylo možné prokázat, jestli jsou tyto změny způsobeny na podkladě specifických pohybových vzorů, nebo asymetrickým rozvojem svalstva či kombinací těchto faktorů. Jako faktor autoři uvádějí také brzkou specializaci v dětství, kdy se organismus ještě rozvíjí. (Leroy et al. 2000)

3. Metodologie práce

3.1. Cíle práce

Cílem diplomové práce je provést analýzu chůze dlouhodobých hráček basketbalu a populace nezatížené pravidelným sportem na soutěžní úrovni a vybrané kinematické a kinetické parametry mezi skupinami porovnat. Snahou je objektivizovat případné odchylky, které mohou být způsobeny povahou tohoto sportu. Předpokladem pro zařazení probandek do testované skupiny je dlouhodobé pravidelné provozování basketbalu na organizované úrovni pod záštitou ČBF. Tuto diplomovou práci lze zařadit mezi kvantitativní experimentální studie.

3.2. Úkoly práce

- Vyhledání a prostudování odborné literatury ohledně dané problematiky
- Zpracování teoretických poznatků
- Seznámení se s metodou využitou pro měření
- Výběr probandek a příprava podmínek pro laboratorní měření
- Vyšetření probandek a realizace měření
- Vyhodnocení získaných údajů
- Porovnání výsledků mezi danými skupinami
- Interpretace výsledků, porovnání s hypotézami

3.3. Výzkumné otázky

V1: Má dlouholeté hraní basketbalu vliv na vybrané časoprostorové parametry chůze (rychlost a délku kroku)?

V2: Má dlouholeté hraní basketbalu vliv na vybrané kinetické parametry chůze (rozsah rotace trupu, rotace pánve a pohybu CG nohy)?

V3: Má dlouholeté hraní basketbalu vliv na vybrané kinematické parametry chůze (reakční síly)?

3.4. Hypotézy práce

H_0V1: *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl ve vybraných časoprostorových parametrech mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V1a) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V1b) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v délce kroku mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V2: *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl ve vybraných kinematických parametrech mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V2a) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v rozsahu rotace ramen mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V2b) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v rozsahu rotace pánve mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V2c) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu CG nohy mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V3: *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v kinetických parametrech mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V3a) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl ve vertikální složce reakční síly mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V3b) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v medio-laterální složce reakční síly mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V3c) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v anterior-posteriorní složce reakční síly mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

4. Metodika práce

4.1. Charakteristika práce

Úkolem této diplomové práce je provedení biomechanického měření pomocí systému Qualisys a Kistler u osob věnující se dlouhodobě basketbalu na soutěžní úrovni za účelem získání kinematických a kinetických parametrů chůze. Tyto parametry jsou následně porovnány s údaji získanými stejnou metodou u osob, které se žádnému sportu na závodní úrovni pravidelně nevěnují. Získané údaje jsou vyhodnoceny ve snaze objektivizovat kinematické a kinetické odchylky, které mohou vznikat na základě povahy tohoto sportu a jeho dlouhodobým provozováním.

Všechny osoby jsou seznámeny s průběhem a povahou měření. Před vlastním měřením byl probandkám předložen informovaný souhlas s popisem měření, získání dat a jejich anonymního zpracování, který vlastnoručně podepsaly. Následně proběhlo vyplnění anamnestického dotazníku a kineziologické vyšetření. Poté proběhlo samotné měření.

4.2. Výzkumný soubor

Věkový limit pro výběr probandek byl 20-30 let. První skupinu tvoří 10 hráček basketbalu ve věku 21-29 let. V tabulce č. 1 jsou označeny jako probandka 1-10. Průměrný věk u testované skupiny je 24,5 let, průměrná hmotnost je 68,7 kg a průměrná výška je 172,05 cm. Důvodem vyššího věkového rozdílu je omezený výběr probandek z ženských týmů, které nemají stanovenou věkovou hranici a také časová náročnost a nutnost vlastní dopravy do místa měření. Hráčky působí v druholigových klubech pod záštitou ČBF. Výjimku tvoří probandka 7, která zároveň hraje nejvyšší ženskou soutěž (ŽBL). Sportu se dlouhodobě věnují na závodní úrovni a není u nich přítomna žádná významná patologie, úraz či operace pohybového systému v posledních 6 měsících. Druhou, kontrolní skupinu, tvoří 10 žen nezatížených pravidelným sportem na soutěžní úrovni ve věku 24-25 let. V tabulce č. 2 jsou označeny jako probandka 11–20. Průměrný věk u kontrolní skupiny je 24,5 let, průměrná hmotnost 67,1 kg a průměrná výška 172,06 cm. U probandek z kontrolní skupiny není žádná významnější patologie, operace nebo úraz pohybového systému v posledních 6 měsících. Výzkumu se nezúčastnili jedinci s infekčním onemocněním, výrazným mentálním deficitem, s rizikem epileptického záchvatu nebo s výrazným neurologickým onemocněním, stavem

akutní dekompenzace či dalším omezením, které by znemožnilo měření. Všichni zúčastnění byli poučeni o výzkumu a podepsali před měřením informovaný souhlas, který byl schválený Etickou Komisí FTVS UK. Kineziologické vyšetření neodhalilo žádné patologie v testované ani v kontrolní skupině a mezi skupinami nebyly nalezeny významné rozdíly.

Tabulka č. 1 Základní anamnestické údaje testované skupiny

Probandka	**Výška [cm]**	**Hmotnost [kg]**	**Věk [let]**
1	176	72	29
2	177	82	28
3	173	71	22
4	169	72	24
5	162	67	22
6	171	63	21
7	179,5	73	27
8	168	58	23
9	173	60	23
10	172	69	26

Tabulka č. 2 Základní anamnestické údaje kontrolní skupiny

Probandka	**Výška [cm]**	**Hmotnost [kg]**	**Věk [let]**
11	172	67	24
12	183	72	24
13	173	63	24
14	177	58	25
15	167	56	25
16	169	60	24
17	175	65	25
18	168	68	24
19	172	87	25
20	170	75	25

4.3. Použité metody měření

Měření bylo provedeno bez použití jakýchkoliv invazivních metod. 3D kinematická analýza byla provedena pomocí systému Qualisys, který využívá vysokofrekvenční kamery pro měření pohybu prostřednictvím pasivních nebo aktivních odrazových markerů a přes matematické kalkulace podává informace o pohybu. Data byla synchronizována s informacemi ze silových desek Kistler, které snímají reakční síly od podložky. Vzhledem k náročnosti měření a nemožnosti přesunu zařízení probíhal výzkum v laboratoři Biomechaniky Extrémní Zátěže na FTVS UK v Praze v rámci několika jednotlivých dnů dle časových možností zúčastněných probandek a dostupnosti laboratorních prostor.

4.4. Průběh měření

Měření pomocí kamerového systému Qualisys a silových desek Kistler probíhalo zároveň. Před vlastním měření byla laboratoř BEZ připravena k potřebám výzkumu, bylo zajištěno přijatelné prostředí a všechny využité systémy byly řádně kalibrovány. Po příchodu byly probandky informovány o náležitostech výzkumu a následně dostaly k prostudování a podpisu informovaný souhlas o účasti ve výzkumu. Dále vyplnily anamnestický dotazník a podstoupily kineziologické vyšetření, aby bylo možné potvrdit splnění podmínek pro účast ve výzkumu. Případné objasnění či doplnění anamnestických údajů proběhlo ústně před kineziologickým vyšetřením.

Po vyšetření byly probandky seznámeny s praktickou částí výzkumu a s prostorem laboratoře. V první řadě proběhlo umístění všech potřebných reflexních markerů na dané anatomické body u každé probandky. Tyto body palpačně identifikoval jeden fyzioterapeut. Následně se probandka bez měření prošla po prostoru, aby si mohla na vjem z markerů a prostředí zvyknout. Vlastní měření začalo kalibrací silových desek a systému Qualisys pro jednotlivé probandky tak, že se probandka postavila na jednu z desek a v anatomické poloze stála 20 sekund. Po prvních 10 sekundách byla probandka vyzvána k plynulé abdukci v ramenním kloubu do 90°, kde setrvala po zbytek kalibrace. Po kalibraci se každá z probandek postavila na startovní místo, které bylo jasně vyznačeno tak, aby bylo pro všechny probandky v rámci možností stejné. Následně na slovní pokyn začala volnou chůzí ve vlastním tempu přecházet celou dráhu tam a zpět přes silové desky po dobu dvou minut. Místo otáčení bylo předem vyhrazeno. Probandky dostaly pouze nutné instrukce k chůzi tak, aby byl jejich přirozený stereotyp co nejméně

ovlivněn. Celý tento cyklus proběhl 2krát, aby bylo možné získat co nejpřesnější a nejkompletnější data. Po každém cyklu byl záznam prověřen přehráním v programu Qualisys Track Manager. Měření cyklu bylo opakováno vícekrát, pokud došlo ke komplikacím, které by zásadně ovlivnily naměřená data. Nejvíce časově náročnou částí bylo umístění všech reflexních markerů na anatomické body.

4.5. Sběr dat

Měření probíhalo od ranních do odpoledních hodin a bylo vzhledem k časové náročnosti měření a dostupnosti probandek a laboratoře rozděleno do 4 dnů, a to v termínech 5. 12. 2022, 12. 12. 2022, 10. 1. 2023, a 2. 2. 2023. Celý proces kineziologického vyšetření a samotného měření se odehrál v laboratoři biomechaniky extrémní zátěže (BEZ) v areálu UK FTVS Praha. Pro získání dat do praktické části byl využit optoelektronický systém Qualisys Motion Capture System skládající se z 8 infračervených kamer Qualisys Oqus a speciálních reflexních markerů, které byly umístěny na dané anatomické body těla probandek pomocí oboustranné lepící pásky. Anatomické body byly palpačně identifikovány u všech probandek stejným fyzioterapeutem. Druhým systémem je 7 silových desek firmy Kistler, umístěných řadově za sebou v podlaze uprostřed místnosti. Oba systémy byly synchronizovány a řádně kalibrovány pomocí kalibrační tyče a rámu, které na sobě mají kalibrační markery. Veškeré přístroje byly zapůjčeny laboratoří BEZ a obsluhovány za přítomnosti kvalifikovaného pracovníka fakulty.

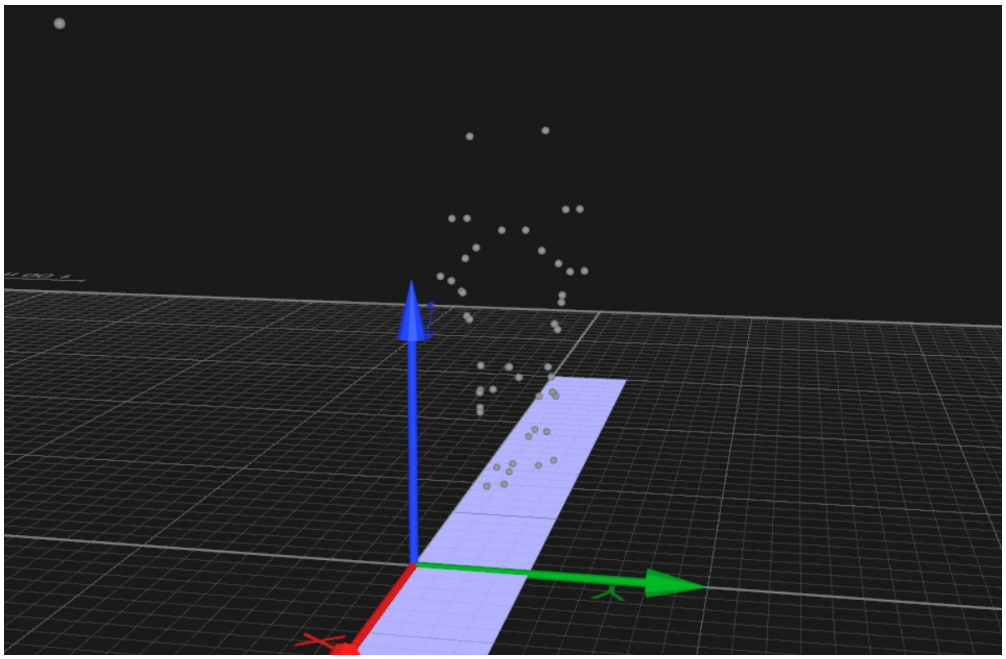
Markery byly umístěny bilaterálně na následující anatomické body:

- Acromion
- Epicondylus lateralis a medialis humeru
- Processus styloideus radii a ulnae
- SIAS a SIPS
- Trochanter major femoris
- Tuberositas Tibiae
- Epicondylus lateralis a medialis femuru
- Maleolus medialis a lateralis
- 1. MTP a 5. MTP
- Tuber calcanei

Markerů bylo na daných anatomických bodech celkem 32. Dále byly na střední část stehna a lýtka z laterální strany umístěny pásky se čtyřmi reflexními markery na každé pásce pro získání kompletnějších dat z oblasti dolní končetiny.

Obr. č. 3 Markery na dolních končetinách probandky (zdroj: vlastní měření)

Pro export dat z obou systému byl využit Qualisys Track Manager software. Jedná se o program, kde je možné přehrát celý záznam a pro přehlednost lze záznam zastavit, zpomalit či editovat. Program poskytuje informace o souřadnicích „x“, „y“ a „z“ u reflexních markerů a o směru a velikosti síly naměřené silovými deskami.



Obr. č. 4 Markery zobrazené v programu QTM (zdroj: vlastní měření)

4.6. Analýza dat a statistické zpracování

Naměřená data byla zanesena do programu Microsoft Excel a MATLAB, pomocí kterých byla graficky a statisticky zpracována. U každé probandky byl ze všech pokusů vybrán jeden nejlepší úsek pro zjištění všech potřebných parametrů, pokud to bylo možné. Začátek úseku byl vždy první dotyk paty jedné dolní končetiny a konec úseku při třetím dotyku paty stejné dolní končetiny, každý úsek tedy obsahoval celý dvojkrok. Dalším kritériem bylo během dvojkroku došlápnutí na každou silovou desku pouze jednou dolní končetinou. Zároveň musely být všechny markery dobře vidět po celou dobu pohybu. Když takový úsek nebylo možné najít, byl použit ten, kde bylo vidět markerů co nejvíce. Pokud se stalo, že u některého markeru chyběl kus trajektorie, byla v těchto případech využita funkce softwaru Qualisys Track Manager k dopočítání trajektorie na základě změřených dat daných markerů. Pro zajištění co nejlepší kvality dat byly vybrány dvojkroky začínající jak LDK, tak i PDK, jelikož nebylo možné u všech probandek najít ideální úsek tak, aby začínaly stejnou dolní končetinou. Vyloučeny byly úseky, kde došlo ke ztrátě markeru, došlapu na dvě silové desky jednou dolní končetinou naráz nebo k zásadní absenci trajektorií.

Pro potřeby výzkumu byly vybrány pouze určité markery na těle probandek. Jednalo se o následující dvojice:

- Levý akromion – pravý akromion pro zjištění úhlu rotace ramen (transverzální rovina)
- Levá SIAS – pravá SIAS pro zjištění úhlu rotace pánve (transverzální rovina)
- Bilaterálně 5. MTP – maleolus lateralis pro zjištění rozsahu pohybu CG nohy (sagitální rovina)

Délka kroku byla vypočítána pomocí hodnot „x“ souřadnice markeru umístěného na tuber calcanei obou dolních končetin. Pro délku kroku byla odečtena hodnota při dotyku paty kročné končetiny od hodnoty dotyku paty druhé končetiny. Obdobně byla zjištěna délka celého cyklu. Rychlost chůze byla vypočítána jako podíl dráhy za čas. K výpočtu rozsahu úhlu rotace pánve byly využity souřadnice „x“ a „y“ markerů na levé a pravé SIAS. Pro rotaci ramen souřadnice „x“ a „y“ markerů na levém a pravém akromionu. K výpočtu rozsahu pohybu CG nohy byly využity souřadnice „x“ a „z“ na maleolus lateralis a 5. MTP bilaterálně. Úhel byl vypočítán funkcí arkustangens.

U reakčních sil od podložky byly využity tyto parametry:

- Vertikální složka – maximum ve fázi po ukončení prvotního kontaktu se zemí a začátkem fáze zatížení a minimum, kterého síla dosahuje během stojné fáze
- Anterior-posteriorní složka – maximum posteriorní složky, která odpovídá momentu zvednutí paty a odrazu nohy
- Medio-laterální složka – maximum laterální složky, která odpovídá laterálním výchylkám těžiště těla

Časoprostorové parametry, tedy rychlost a délka kroku, byly mezi skupinami porovnávány v závislosti na tělesné výšce jednotlivých probandek zkoumaného souboru. Rozsah rotace ramen a pánve byl porovnán jako celkový dosažený rozsah mezi testovanou a kontrolní skupinou. Pohyb CG nohy a složky reakčních sil byly porovnávány zvlášť pro PDK a LDK mezi testovanou a kontrolní skupinou.

Před vlastním testováním hypotéz byl u všech datových souborů proveden Shapirův-Wilkův test normality. V případě normálního rozložení dat hodnoceného parametru byl použit pro testování hypotéz parametrický studentův t-test s hladinou významnosti 0,05.

Pokud data hodnoceného parametru nebyla normálně rozložena, byl využit neparametrický Mann-Whitney U test s hladinou významnosti 0,05. Pokud byl výsledek testů $p<0,05$, jednalo se o statisticky významný rozdíl.

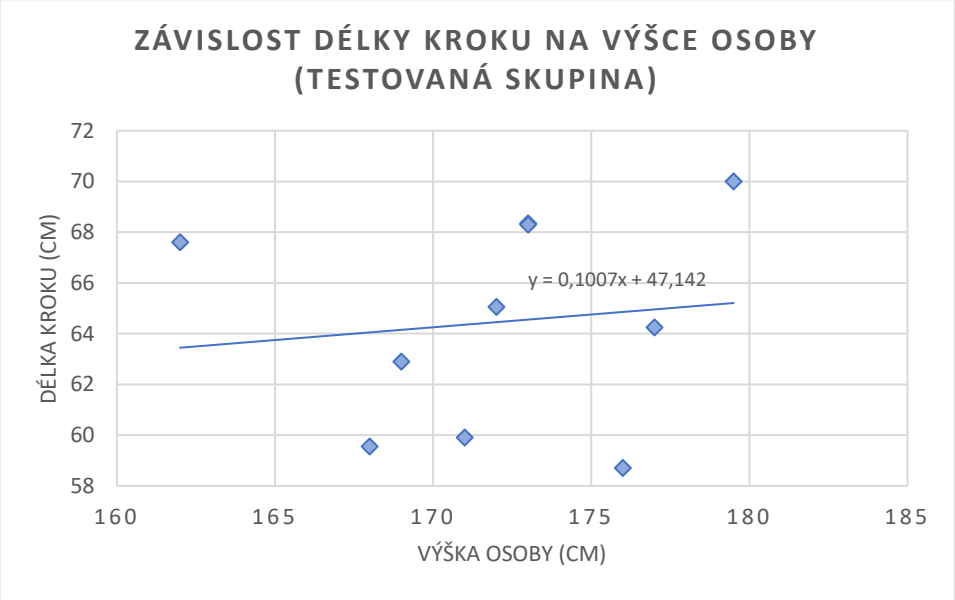
5. Výsledky

Tato diplomová práce měla za úkol porovnat odlišnosti chůze dlouhodobých hráček basketbalu s populací nezatíženou pravidelným sportem na soutěžní úrovni. V této části jsou popsány výsledky ke každé výzkumné otázce. Pro testovanou i kontrolní skupinu byl u všech sledovaných parametrů vypočítán průměr, směrodatná odchylka, minimum a maximum. Pro statistickou analýzu byl použit při normálním rozložení dat parametrický studentův t-test a v případě, že se o normální rozdělení dat nejednalo, byl využit neparametrický Mann-Whitney U test. Normální rozložení bylo testováno Shapiro-Wilk testem.

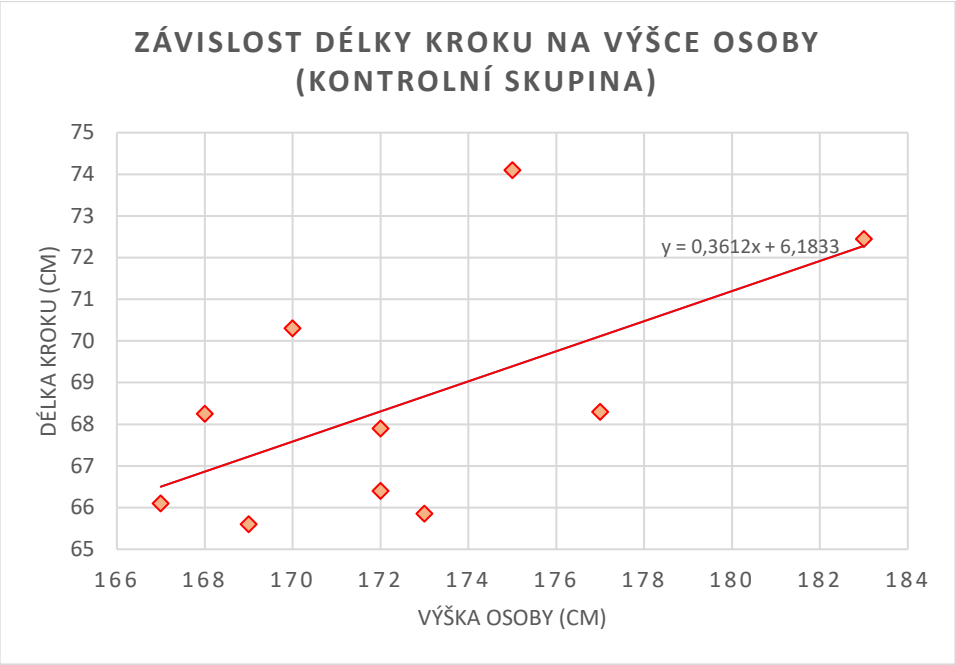
5.1. Výsledky k výzkumné otázce V1

H_0V1: Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl ve vybraných časoprostorových parametrech mezi testovanou a kontrolní skupinou.

5.1.1. Rozdíl délky kroku v závislosti na výšce osoby

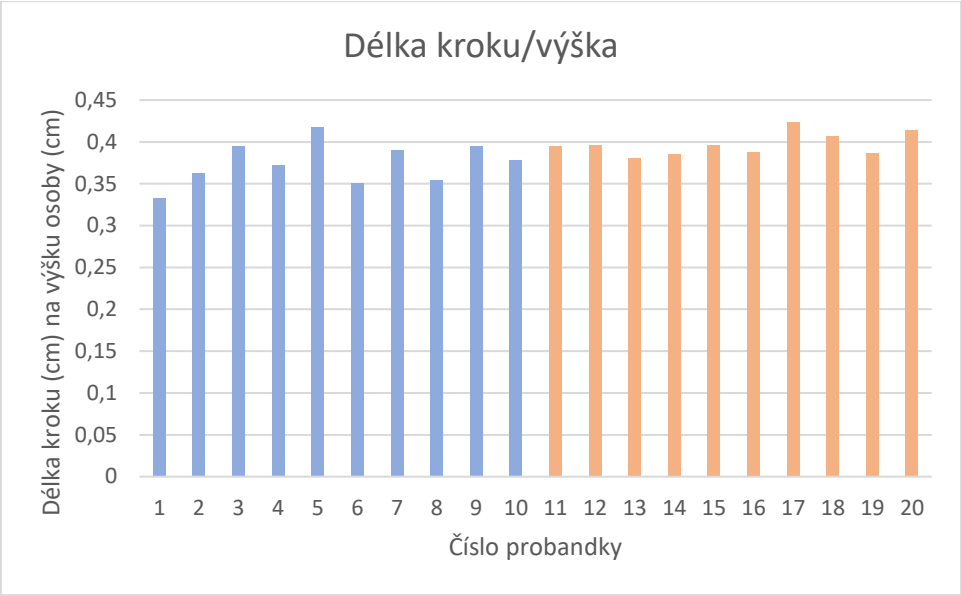


Obr. č. 5 Graf závislosti délky kroku na výšce osoby – testovaná skupina (zdroj: vlastní měření)



Obr. č. 6 Graf závislosti kroku na výšce osoby – kontrolní skupina (zdroj: vlastní měření)

V grafech na obrázku č. 5 a 6 je znázorněna závislost délky kroku na výšce osoby u testované a kontrolní skupiny. Graf na obrázku č. 7. znázorňuje tento parametr v porovnání mezi skupinami. Body v grafech představují výšku a délku kroku jednotlivých probandek. U obou skupin je závislost měřených parametrů lineární a spojnice trendu je znázorněna přímkou. Zatímco u kontrolní skupiny má přímka stoupající charakter, u testované skupiny je tomu viditelně jinak. Po vypočítání průměrné délky na průměrnou výšku (tabulka č. 4) pro obě skupiny bylo zjištěno, že se v testované skupině nachází několik odchylek, kdy u vyšších probandek byl naměřen kratší krok v porovnání s probandkami menšího vzrůstu. Takové odchylky se v kontrolní skupině nevyskytovaly.



Obr. č. 7 Graf délky kroku v závislosti na výšce osoby. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření)

Tabulka č. 3 Délka kroku v závislosti na výšce osoby. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20)

Probandka	**Délka kroku/výška**	**Probandka**	**Délka kroku/výška**
1	0,33	11	0,39
2	0,36	12	0,4
3	0,39	13	0,38
4	0,37	14	0,39
5	0,42	15	0,4
6	0,35	16	0,39
7	0,39	17	0,42
8	0,35	18	0,41
9	0,39	19	0,39
10	0,38	20	0,41

Tabulka č. 4 Průměrná délka kroku na průměrnou výšku testované a kontrolní skupiny

Průměrná délka kroku na průměrnou výšku	**[cm]**
Testovaná skupina	64,49
Kontrolní skupina	68,53

Mann-Whitney U test pro délku kroku v závislosti na výšce osoby:

Tabulka č. 5 Statistické hodnoty pro délku kroku v závislosti na výšce osoby

Skupina	Pozorování	Min	Max	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná	10	0,334	0,417	0,375	0,025
Kontrolní	10	0,381	0,423	0,397	0,014

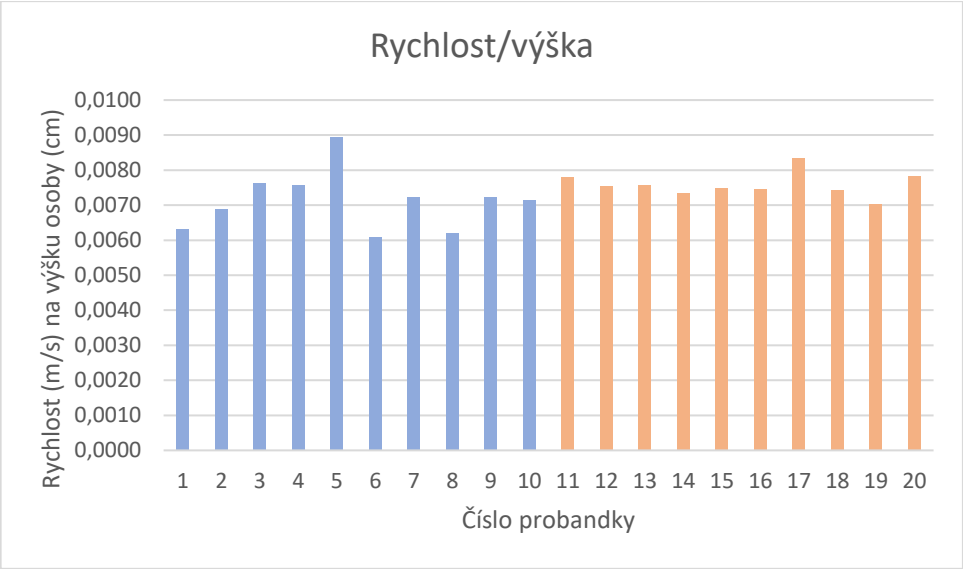
Tabulka č. 6 Mann-Whitney test pro délku kroku v závislosti na výšce osoby

Mann-Whitney test	
Hodnota U	23
Očekávaná Hodnota U	50
p-hodnota	**0,043**
α	0,05

Hodnota U je menší, než očekávaná hodnota U. Vypočítaná p-hodnota je menší než hladina významnosti α, zamítáme tedy nulovou podhypotézu H_0V1a) pro délku kroku v závislosti na výšce probandky. V délce kroku v závislosti na výšce je mezi testovanými skupinami signifikantní rozdíl, nicméně je nutno poznamenat, že výsledky nelze aplikovat vzhledem k omezenému počtu probandek ve výzkumnému souboru a zmíněným odchylkám na širší populaci, ale pouze na tento konkrétní soubor.

5.1.2. Rychlost chůze v závislosti na výšce osoby

Graf na obrázku č. 8 znázorňuje závislost rychlosti chůze na výšce probandky. Pro testovanou i kontrolní skupinu byla vypočítána průměrná rychlost na průměrnou výšku (tabulka č. 8). V testované skupině můžeme pozorovat čtyři probandky, které se od této hodnoty odchylují. Probandka 5 má vyšší rychlost a naopak probandky 1, 6 a 9 mají rychlost nižší. Obdobné odchylky v kontrolní skupině nenalezneme.



Obr. č. 8 Graf závislosti rychlosti chůze na výšce osoby. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření)

Tabulka č. 7 Rychlost chůze v závislosti na výšce osoby. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20)

Probandka	**Rychlost/výška**	**Probandka**	**Rychlost/výška**
1	0,0063	11	0,0078
2	0,0069	12	0,0075
3	0,0076	13	0,0076
4	0,0076	14	0,0073
5	0,009	15	0,0075
6	0,0061	16	0,0075
7	0,0072	17	0,0083
8	0,0062	18	0,0074
9	0,0072	19	0,007
10	0,0072	20	0,0078

Tabulka č. 8 Průměrná rychlost na průměrnou výšku

Průměrná rychlost chůze na průměrnou výšku	**[m/s]**
Testovaná skupina	1,23
Kontrolní skupina	1,31

Dvouvýběrový t-test pro rychlost chůze v závislosti na výšce

Tabulka č. 9 Statistické hodnoty pro rychlost chůze v závislosti na výšce osoby

Skupina	Pozorování	Min	Max	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná	10	0,006	0,009	0,007	0,001
Kontrolní	10	0,007	0,008	0,008	0,000

Tabulka č. 10 Dvouvýběrový t-test pro rychlost chůze v závislosti na výšce osoby

Dvouvýběrový t-test	
t (pozorovaná hodnota)	-1,580
t (kritická hodnota)	2,101
p-hodnota	0,132
α	0,05

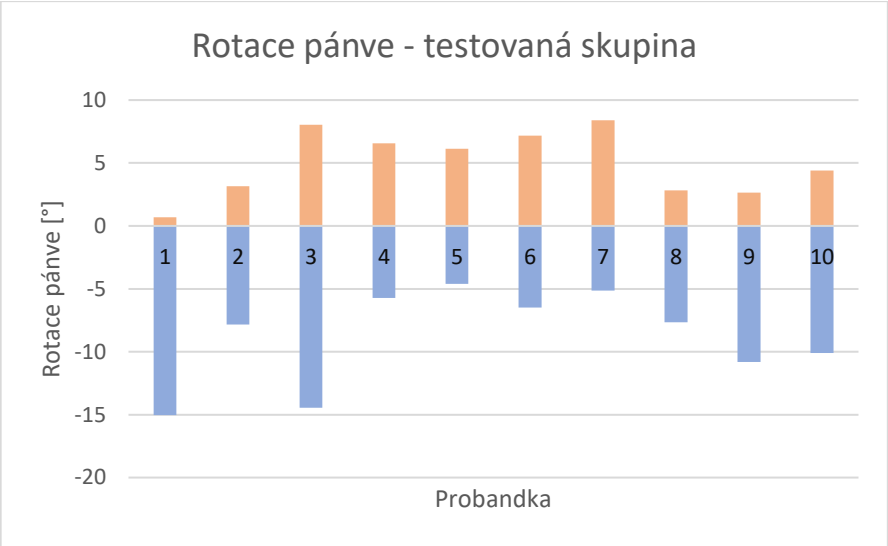
Pozorovaná hodnota t je menší než kritická hodnota t. Vypočítaná p-hodnota je vyšší než hladina významnosti α. Nulovou podhypotézu H_0V1b) pro rychlost chůze v závislosti na výšce nelze zamítnout. Mezi testovanou a kontrolní skupinou není statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze v závislosti na výšku.

5.2. Výsledky k výzkumné otázce V2

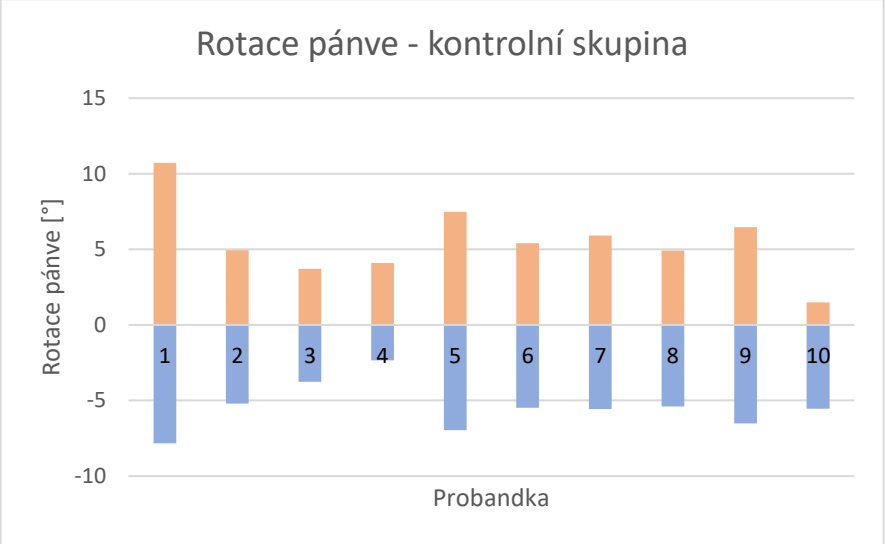
H_0V2: Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl ve vybraných kinematických parametrech mezi testovanou a kontrolní skupinou.

5.2.1. Rotace pánve

Grafy na obrázku č. 9 a 10 znázorňují úhel rotace pánve k jedné a druhé straně. V testované skupině pozorujeme, že probandka 1, 2, 3, 7, 8, 9 a 10 více rotují na jednu stranu. Pro testování hypotézy byl využit celkový rozsah rotace pánve u každé z probandek.



Obr. č. 9 Graf rotace pánve v transverzální rovině – testovaná skupina (zdroj: vlastní měření)



Obr. č.10 Graf rotace pánve v transverzální rovině – kontrolní skupina (zdroj: vlastní měření)

Mann-Whitney test pro rozsah rotace pánve při chůzi:

Tabulka č. 11 Statistické hodnoty pro rozsah rotace pánve

Skupina	Pozorování	Min	Max	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná	10	10,494	22,484	13,790	3,499
Kontrolní	10	6,430	18,555	10,971	3,705

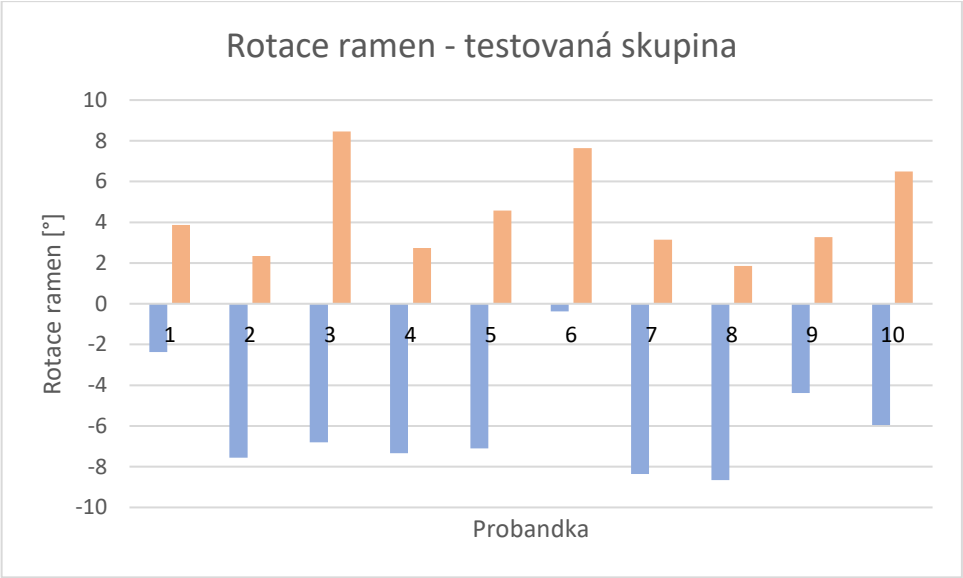
Tabulka č. 12 Mann-Whitney test pro rozsah rotace pánve

Mann-Whitney test	
Hodnota U	75
Očekávaná Hodnota U	50
p-hodnota	0,063
α	0,05

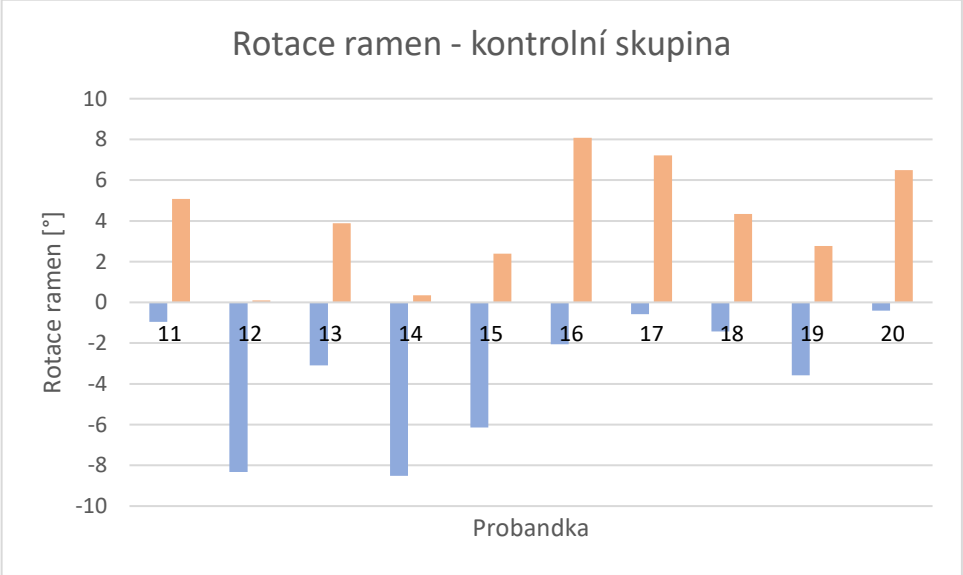
Hodnota U je vyšší než očekávaná hodnota U. Vypočítaná p-hodnota je vyšší než hladina významnosti α, nelze tedy nulovou podhypotézu H_0V2a) pro rotaci pánve zamítnout. Na grafickém znázornění můžeme pozorovat určitou jednostrannost rotace u testované skupiny, ale v celkovém rozsahu rotace pánve není mezi testovanou a kontrolní skupinou statisticky významný rozdíl. Nutno podotknou, že výsledky nelze aplikovat na širší populaci vzhledem k omezenému počtu probandek v testovaném souboru.

5.2.2. Rotace ramen

Grafy na obrázku č. 11 a 12 znázorňují rotaci ramen na jednu a druhou stranu u testované a kontrolní skupiny. U testované skupiny můžeme pozorovat výraznější stranovovou preferenci u probandky 2, 4, 6, 7 a 8. U kontrolní skupiny je tomu tak u probandky 11, 12, 14, 17, 18 a 20. Na základě specifik basketbalu bych očekávala výraznější stranovou preferenci spíše u probandek z testované skupiny, které ale dle grafického znázornění dosahují rotace symetričtější. Naopak 6 z 10 probandek z kontrolní skupiny vykazují určitou stranovou preferenci rotace ramen. Pro testování hypotézy byl využit celkový rozsah rotace ramen pro každou z probandek.



Obr. č. 11 Graf rozsahu rotace ramen v transverzální rovině – testovaná skupina (zdroj: vlastní měření)



Obr. č. 12 Graf rozsahu rotace ramen v transverzální rovině – kontrolní skupina (zdroj: vlastní měření)

Dvouvýběrový t-test pro rozsah rotace ramen

Tabulka č. 13 Statistické hodnoty pro rozsah rotace ramen

Skupina	Pozorování	Min	Max	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná	10	6,236	15,262	10,327	2,614
Kontrolní	10	5,771	10,131	7,582	1,407

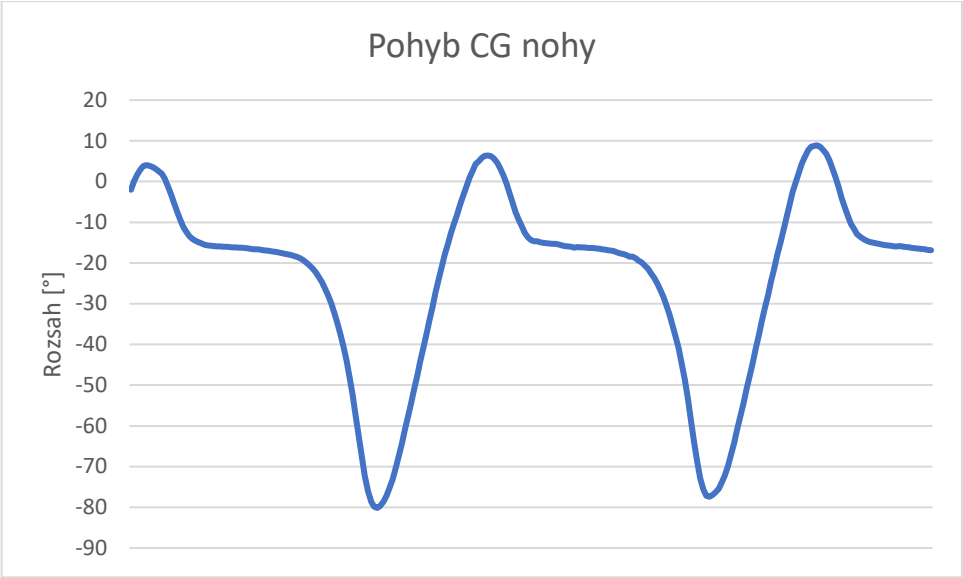
Tabulka č. 14 Dvouvýběrový t-test pro rozsah rotace ramen

Dvouvýběrový t-test	
t (pozorovaná hodnota)	2,923
t (kritická hodnota)	2,101
p-hodnota	**0,009**
α	0,05

Pozorovaná hodnota t je vyšší než kritická hodnota t. Vypočítaná p-hodnota je nižší než hladina významnosti, zamítáme tedy nulovou podhypotézu H_0V2b) pro rotaci ramen. V rozsahu rotace ramen je mezi testovanou a kontrolní skupinou signifikantní rozdíl, ale výsledky nelze vzhledem k omezenému počtu probandek v souboru aplikovat na širší populaci, ale pouze na tento konkrétní vzorek.

5.2.3. Pohyb CG nohy v sagitální rovině

Jedná se o celkový rozsah (minimum a maximum) pohybu CG nohy v sagitální rovině. Statistické hodnoty a testy jsou uvedeny zvlášť pro pravou a levou dolní končetinu. Graf na obrázku č. 13 znázorňuje, jak se mění pohyb CG nohy během krokového cyklu. Tento parametr závisí na rozsahu hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu.



Obr. č. 13 Graf rozsahu pohybu CG nohy během chůze (zdroj: vlastní měření)

Dvouvýběrový t-test pro rozsah pohybu CG nohy PDK a LDK:

Tabulka č. 15 Statistické hodnoty pro rozsah pohybu CG nohy PDK a LDK

PDK – skupina	**Pozorování**	**Min**	**Max**	**Průměr**	**Směrodatná odchylka**
Testovaná	10	74,085	94,784	88,144	6,306
Kontrolní	10	85,326	94,537	90,349	2,894
LDK – skupina	**Pozorování**	**Min**	**Max**	**Průměr**	**Směrodatná odchylka**
Testovaná	10	84,977	93,309	88,406	3,104
Kontrolní	10	80,289	96,477	88,224	5,291

Tabulka č. 16 Dvouvýběrový t-test pro rozsah pohybu CG nohy PDK a LDK

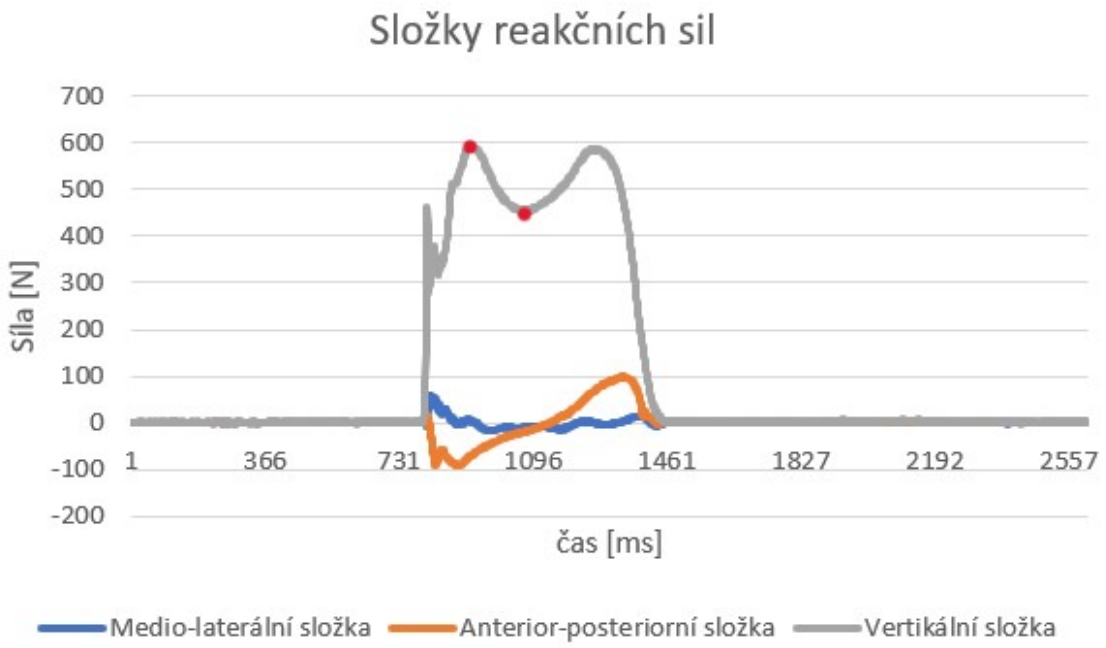
PDK – Dvouvýběrový t-test	
t (pozorovaná hodnota)	-1,005
t (kritická hodnota)	2,101
p-hodnota	0,328
α	0,05
LDK – Dvouvýběrový t-test	
t (pozorovaná hodnota)	0,094
t (kritická hodnota)	2,101
p-hodnota	0,927
α	0,05

Pozorovaná hodnota t je menší než kritická hodnota t pro PDK i LDK. Vypočítaná p - hodnota je pro PDK i LDK vyšší než hodnota významnosti α, nulovou podhypotézu H_0V2c) pro rozsah pohybu CG nohy tedy nelze zamítnout. V celkovém rozsahu pohybu CG nohy pro obě dolní končetiny není mezi testovanou a kontrolní skupinou statisticky významný rozdíl.

5.3. Výsledky k výzkumné otázce V3

H_0V3: Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v kinetických parametrech mezi testovanou a kontrolní skupinou.

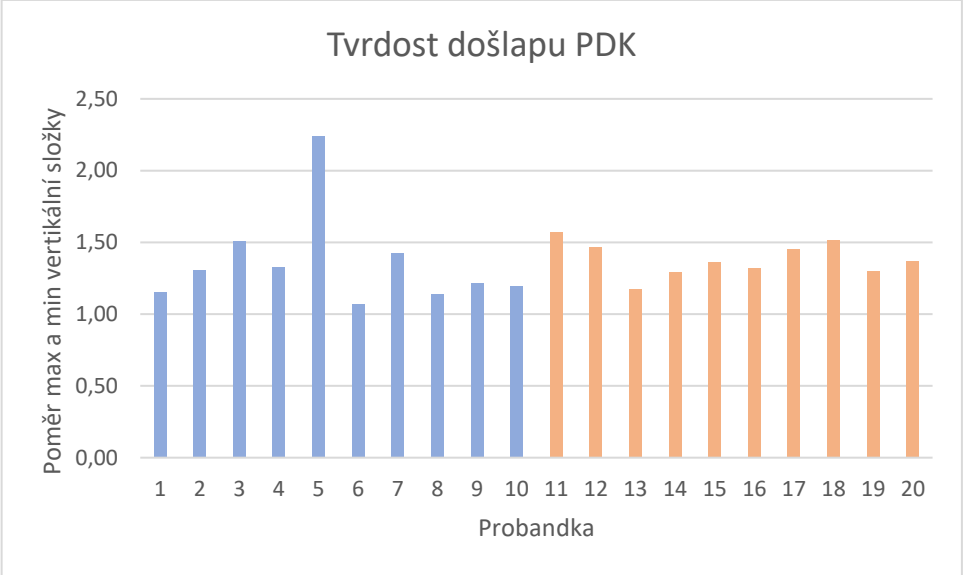
5.3.1. Tvrdost došlapu



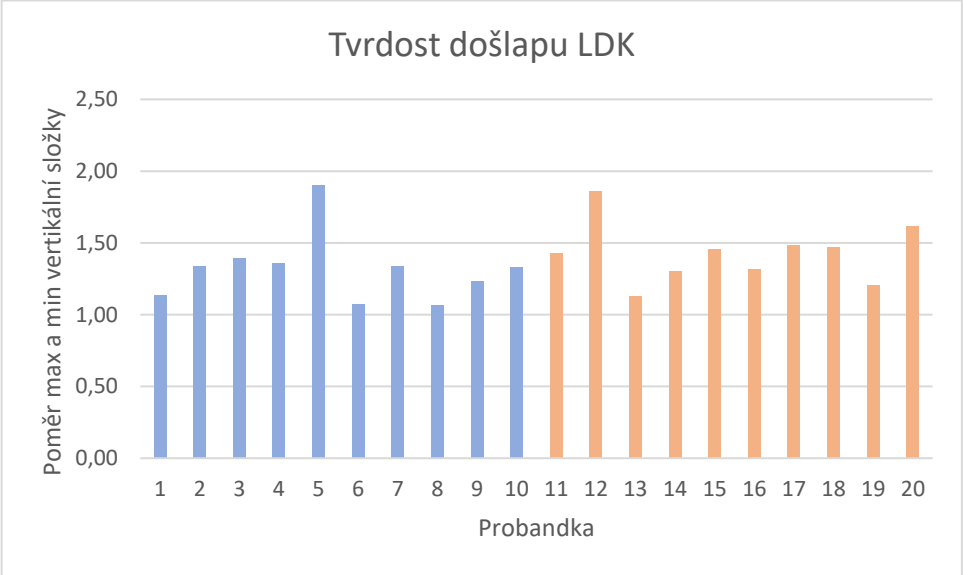
Obr. č. 14 Vertikální složka reakčních sil – hodnoty pro tvrdost došlapu (zdroj: vlastní měření)

Tvrdost došlapu byla vypočítána jako poměr maxima a minima vertikální složky. Maximální hodnota pro tento parametr byla brána z prvního vrcholu. Jedná se o konec počátečního kontaktu a začátku fáze mezistoje. Minimum vertikální složky nastává během stojné fáze. Na obrázku je vyznačena maximální a minimální hodnota, která byla pro výpočet zvolena. Grafy na obrázku č. 15 a 16 znázorňují tvrdost došlapu PDK a LDK u testované a kontrolní skupiny. Z testované skupiny můžeme pozorovat, že probandka 5 má oproti zbytku souboru bilaterálně tvrdší došlap a v porovnání PDK a LDK dosahuje vyšších hodnot na PDK. U zbytku souboru jsou stranové rozdíly téměř nepatrné.

V kontrolní skupině opět nepozorujeme výrazné stranové rozdíly, s výjimkou probandky 12, která má tvrdší došlap na LDK.



Obr. č. 15 Graf tvrdosti došlapu PDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (probandka 11-20) (zdroj: vlastní měření)



Obr. č. 16 Graf tvrdosti došlapu LDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (probandka 11-20) (zdroj: vlastní měření)

Mann-Whitney test pro tvrdost došlapu LDK a PDK:

Tabulka č. 17 Statistické hodnoty pro tvrdost došlapu PDK a LDK

PDK – skupina	**Pozorování**	**Min**	**Max**	**Průměr**	**Směrodatná odchylka**
Testovaná	10	1,072	2,243	1,358	0,339
Kontrolní	10	1,176	1,568	1,382	0,118
LDK – skupina	**Pozorování**	**Min**	**Max**	**Průměr**	**Směrodatná odchylka**
Testovaná	10	1,068	1,904	1,316	0,239
Kontrolní	10	1,127	1,858	1,427	0,209

Tabulka č. 18 Mann-Whitney test pro tvrdost došlapu PDK a LDK

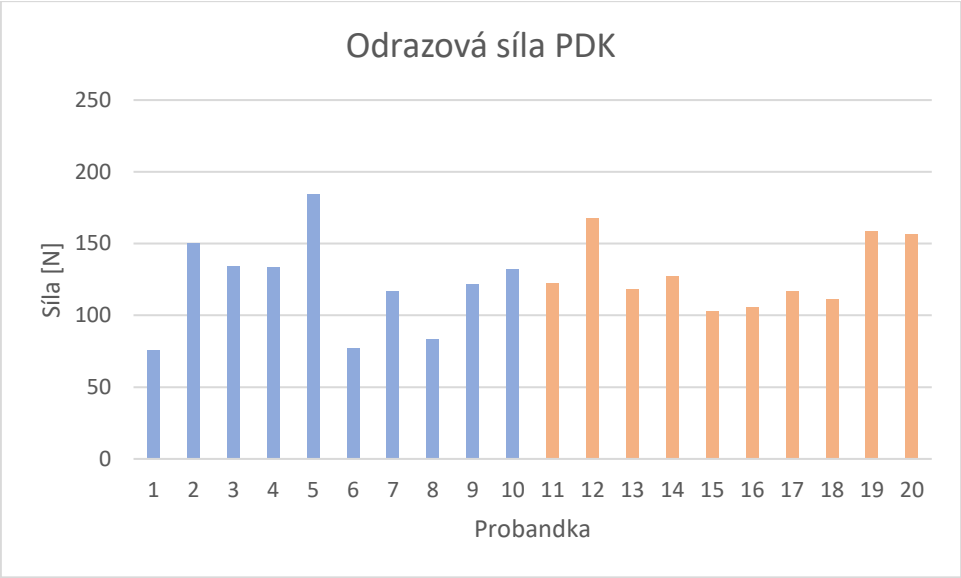
PDK – Mann-Whitney test	
Hodnota U	33
Očekávaná Hodnota U	50
p-hodnota	0,218
α	0,05
LDK – Mann-Whitney test	
Hodnota U	33
Očekávaná Hodnota U	50
p-hodnota	0,218
α	0,05

I přesto, že je hodnota U menší než očekávaná hodnota U pro PDK i LDK, tak je vypočítaná p-hodnota vyšší než hladina významnosti α, takže nulovou podhypotézu H_0V3a) pro tvrdost došlapu nelze zamítnout. Rozdíl v tvrdosti došlapu PDK a LDK mezi testovanou a kontrolní skupinou není statisticky významný.

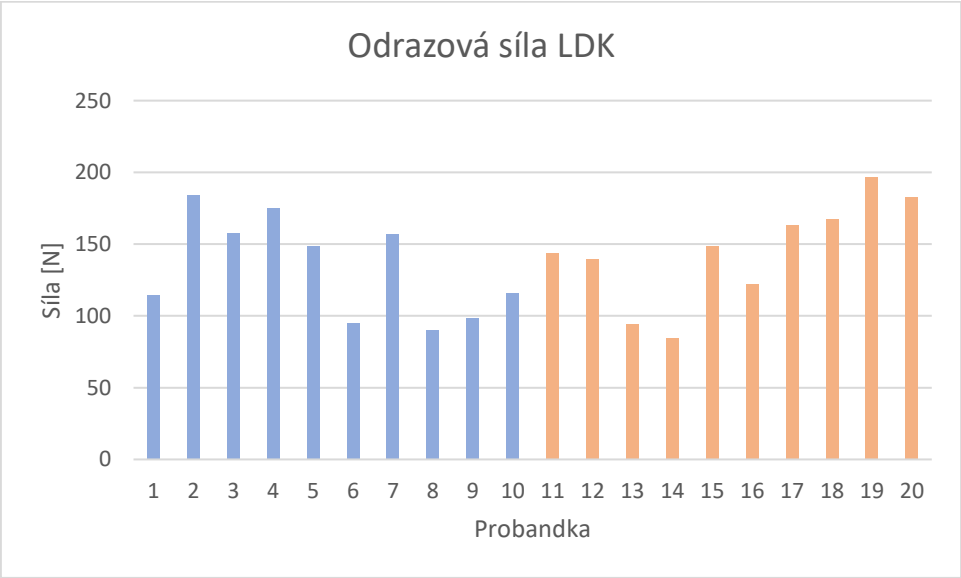
5.3.2. Rozdíl v odrazové síle

Obr. č. 17 Anterior-posteriorní složka reakčních sil – hodnota pro odrazovou sílu (zdroj: vlastní měření)

Pro porovnání odrazové síly bylo vybráno u každé probandky maximum anterior-posteriorní složky odpovídající momentu odrazu. Z grafů na obrázku č. 18 a 19 můžeme vidět, že v testované skupině dosahují probandky 1, 2, 3, 4, 6, 7 a 8 vyšších hodnot anterior posteriorní složky na LDK. Probandky 5, 9 a 10 dosahují vyšších hodnot na PDK. V kontrolní skupině dosáhly vyšších hodnot na LDK probandky 11, 15, 16, 17, 18, 19 a 20. Probandky 12, 13 a 14 dosahují vyšších hodnot na PDK.



Obr. č. 18 Graf odrazové síly PDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření)



Obr. č. 19 Graf odrazové síly LDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření)

Dvouvýběrový t-test pro rozdíl v odrazové síle PDK a LDK mezi skupinami

Tabulka č. 19 Statistické hodnoty pro odrazovou sílu PDK a LDK

PDK – skupina	**Pozorování**	**Min**	**Max**	**Průměr**	**Směrodatná odchylka**
Testovaná	10	75,331	184,213	120,775	34,617
Kontrolní	10	102,935	1,568	128,669	23,562
LDK – skupina	**Pozorování**	**Min**	**Max**	**Průměr**	**Směrodatná odchylka**
Testovaná	10	90,388	184,002	133,643	34,671
Kontrolní	10	84,464	196,892	144,248	36,065

Tabulka č. 20 Dvouvýběrový t-test pro odrazovou sílu PDK a LDK

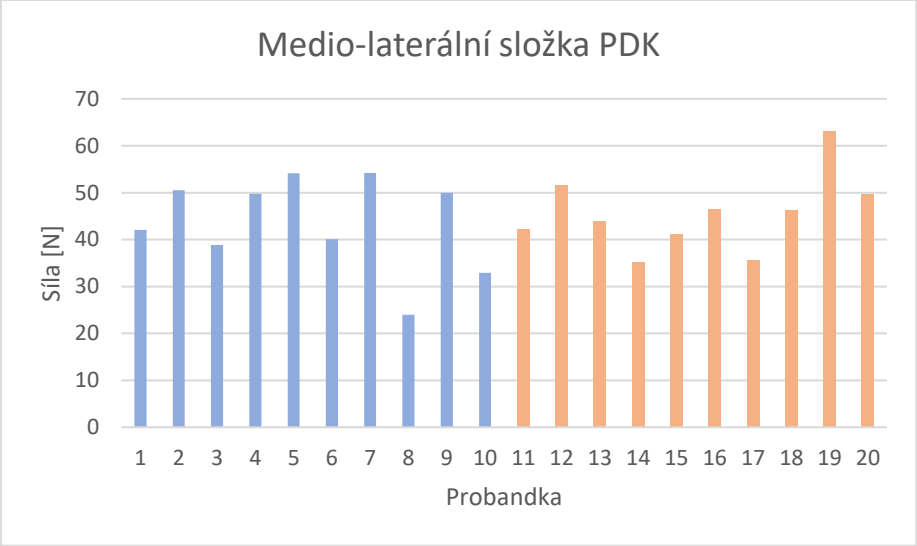
PDK – Dvouvýběrový t-test	
t (pozorovaná hodnota)	-0,596
t (kritická hodnota)	2,101
p-hodnota	0,559
α	0,05
LDK – Dvouvýběrový t-test	
t (pozorovaná hodnota)	-0,670
t (kritická hodnota)	2,101
p-hodnota	0,511
α	0,05

Pozorovaná hodnota t je menší než kritická hodnota t pro PDK i LDK. Vypočítaná p-hodnota je vyšší než hladina významnosti α, nulovou podhypotézu H_0V3b) pro odrazovou sílu tedy nelze zamítnout. Rozdíl v odrazové síle pro PDK a LDK mezi testovanou a kontrolní skupinou není statisticky významný.

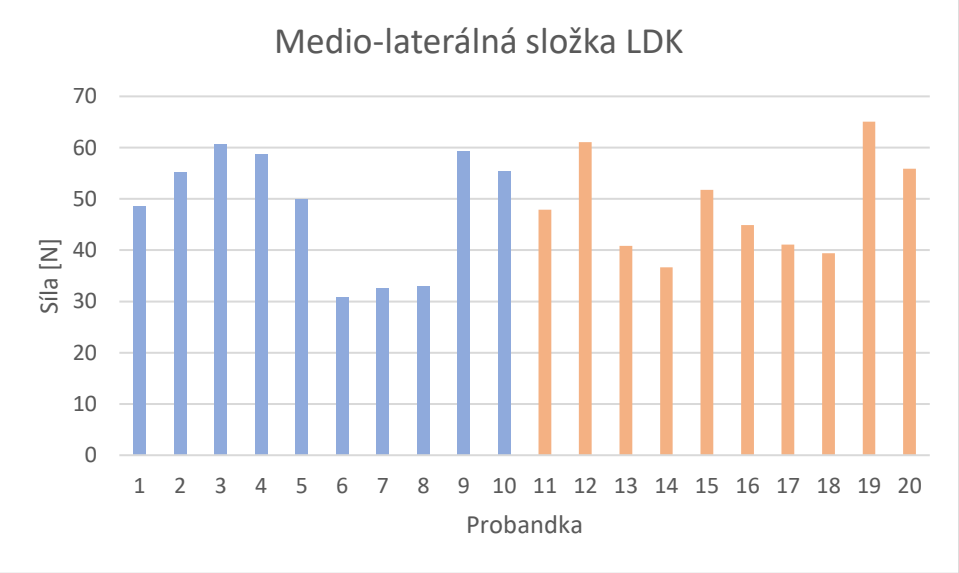
5.3.3. Rozdíl v medio-laterální složce reakčních sil

Pro výpočet byla brána maximální hodnota medio-laterální složky pro PDK a LDK u každé probandky. Medio-laterální složka dosahuje poměrně nízkých hodnot a znázorňuje laterální vychýlení těžiště. Při stojné fázi PDK dochází k vychýlení vlevo. U LDK je tomu naopak. Z grafů na obrázku č. 20 a 21 můžeme vidět, že vyšších hodnot medio-laterální složky na PDK u testované skupiny dosáhla probandka 5, 6 a 7.

V kontrolní skupině dosáhla vyšších hodnot medio-laterální složky na PDK probandka 13, 16 a 18.



Obr. č. 20 Graf maxima medio-laterální složky reakčních sil PDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření)



Obr. č. 21 Graf maxima medio-laterální složky reakčních sil LDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření)

Mann-Whitney test pro maximum medio-laterální složky reakčních sil:

Tabulka č. 21 Statistické hodnoty pro maximum medio-laterální složky reakčních sil PDK a LDK

PDK – skupina	**Pozorování**	**Min**	**Max**	**Průměr**	**Směrodatná odchylka**
Testovaná	10	23,984	54,212	43,653	9,932
Kontrolní	10	35,135	63,188	45,554	8,195
LDK – skupina	**Pozorování**	**Min**	**Max**	**Průměr**	**Směrodatná odchylka**
Testovaná	10	30,781	60,735	48,426	11,905
Kontrolní	10	36,678	65,089	48,464	9,706

Tabulka č. 22 Mann-Whitney test pro maximum medio-laterální složky reakčních sil PDK a LDK

PDK – Mann-Whitney test	
Hodnota U	49
Očekávaná Hodnota U	50
p-hodnota	0,971
α	0,05
LDK – Mann-Whitney test	
Hodnota U	50
Očekávaná Hodnota U	50
p-hodnota	0,971
α	0,05

Hodnota U je u PDK menší než očekávaná hodnota U. U LDK je hodnota U rovna očekávané hodnotě U. I přesto, že je hodnota U pro PDK menší než očekávaná hodnota, tak je vypočítaná p-hodnota u PDK i LDK vyšší než hladina významnosti α, nulovou podhypotézu H_0V3c) pro rozdíl maxima medio-laterální složky tedy nelze zamítnout.

6. Diskuze

6.1. Limity výzkumu

Vzhledem k použitým metodám mohlo dojít k ovlivnění a zkreslení výsledků na základě několika faktorů. Práce hodnotila kinematické a kinetické odchylky u dlouhodobých hráček basketbalu v porovnání s populací pravidelným sportem na soutěžní úrovni nezatíženou. Měřila se přirozená chůze každé z probandek, ale je možné, že se tento stereotyp mohl chvilkově změnit. Probandky byly ve spodním prádle, měly na těle nalepeny reflexní markery a věděly, že probíhá měření. Zároveň nelze opomenout také subjektivní interpretaci pojmu přirozená chůze, jelikož je pro každého jedince individuální a v této situaci může probandka chodit jinak, než je za normálních podmínek zvyklá.

Vnější validita výzkumu je vzhledem k jeho charakteru ovlivněna omezeným počtem probandek a výsledky proto nelze aplikovat na širší populaci. Z tohoto důvodu také nebylo možné eliminovat výraznější odchylky v jednotlivých skupinách za účelem získání homogenního vzorku. Vnitřní validita výzkumu mohla být narušena limitovanými možnostmi výběru probandek z důvodu časové náročností a nutností dopravy do prostor laboratoře, jelikož využité systémy v tomto případě nebylo možné přemístit. Vliv může mít také omezený počet opakování měření. I přesto, že u některých parametrů vyšel statisticky významný rozdíl, výsledky lze aplikovat pouze na zkoumaný vzorek v této diplomové práci. Z důvodu nedostatku studií, které by porovnávaly kinematické a kinetické odchylky v chůzi mezi hráčkami basketbalu a populací pravidelným sportem na soutěžní úrovni nezatíženou se výsledky bohužel nedají dostatečně porovnat s aktuálními poznatky na toto téma.

Reliabilita výzkumu: kamerový systém Qualisys a silové desky Kistler je před měřením nutno řádně propojit a zkalibrovat. Měření je časově náročné, protože se oba systémy musí stále kontrolovat. Během měření mohlo dojít k nesprávné kalibraci či zapojení obou systémů, posunu kamer a artefaktů. Samotné markery mohly být nesprávně nalepeny na anatomické body, zakryty v průběhu měření segmenty těla, takže nebylo možné zaznamenat celou trajektorii či se mohly během měření posunout nebo odpadnout. Při vyhodnocení dat mohlo dojít k nesprávnému určení kroku a dvojkroku a ohraničení úseku. Exportovat data bylo možné pouze pro část 2minutového záznamu. Měření neprobíhalo z důvodu časové náročnosti a dostupnosti laboratoře

ve stejný den, takže i přes veškerou snahu mohlo dojít ke změnám zevních podmínek. U všech probandek by bylo potřeba opakovat celý cyklus vícekrát, ale to se ukázalo vzhledem k časové náročnosti a možnostech zúčastněných jedinců v daných podmínkách nemožné. Některé chyby byly odhaleny až při zpracování dat, ale bylo je možné opravit pomocí systému Qualisys Track manager, takže nedošlo ke snížení kvality a ovlivnění výsledků.

6.2. Diskuze k výzkumné otázce V1

Vybranými parametry pro výzkumnou otázku V1 byla rychlost chůze a délka kroku v závislosti na výšce. Tyto parametry byly zvoleny na základě faktorů specifických pro basketbal. Pro některé hráčské pozice, jako například u podkošových, ale i křídelních hráčů, bývá výšková převaha výhodou. Basketbal je sport, kde dochází k častým změnám směru a rychlosti. (Jebavý et al. 2017) Autoři studie z roku 2000 zkoumali mimo jiných parametrů také rozdíl v délce kroku a rychlosti chůze mezi hráči fotbalu, basketbalu a plavci. Hráči basketbalu představovali skupinu sportovců zatížených jednostranně a plavci skupinu zatíženou víceméně symetricky. (Leroy et al. 2000)

6.2.1. Diskuze k hypotéze H_0V1

H_0V1: *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl ve vybraných časoprostorových parametrech mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V1a) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V1b) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v délce kroku mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

Na základě statistického testování podhypotéz hypotézu H_0V1 nelze zcela zamítnout. Rozdíl mezi délkou kroku v závislosti na výšce osoby je statisticky významný. Je nutné poznamenat, že se v testované skupině nachází výrazné odchylky, které mohou výsledky ovlivňovat. V grafickém i tabulkovém znázornění vidíme, že délka kroku v závislosti na výšce osoby pro kontrolní skupinu lineárně stoupá, tedy že vyšší probandky dělají delší kroky. U testované skupiny tomu tak není a spojnice trendu téměř nestoupá. Je tedy zřejmé, že se v testovaném souboru nacházejí výraznější odchylky. Z grafu i tabulky můžeme vyčíst, že probandka 1, která je ze souboru 3. nejvyšší, dělá nejkratší kroky a naopak probandka 5, která je vzrůstově nejmenší dělá kroky výrazněji

delší, než je průměrný krok na průměrnou výšku pro testovaný soubor. V kontrolní skupině takové odchylky nenalezneme a se stoupající výškou se délka kroku prodlužuje. Rozdíl mezi rychlostí kroku v závislosti na výšce osoby nebyl statisticky významný. V grafickém i tabulkovém znázornění najdeme určité odchylky pro tento parametr. Jedná se o probandku 5, která chodí výrazně rychleji, než je průměrná rychlost na průměrnou výšku testované skupiny a naopak probandky 1, 6 a 9 jsou v porovnání s vypočítanou hodnotou pomalejší. V kontrolní skupině výraznější odchylky nenajdeme. Nebyla nalezena souvislost mezi kineziologickým vyšetřením a těmito výsledky. Ačkoliv se v délce kroku v závislosti na výšce projevil statisticky významný rozdíl, výsledky nelze aplikovat na širší populaci vzhledem k omezenému počtu probandek ve výzkumnému souboru a odchylkám, které se v testovaném souboru nachází. Další faktory jsou zmíněny v limitech výzkumu. Výsledky tedy vypovídají spíše o rozdílech v tomto konkrétním výzkumném souboru. Výzkum by bylo potřeba znovu provést s větším číslem probandek.

Autoři studie z roku 2000 ve výsledcích studie uvádí, že mezi měřenými skupinami nebyl statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze. Zde se dosažené výsledky mého výzkumu shodují. V délce kroku byly statisticky významné rozdíly pouze u fotbalistů. Zde se dosažené výsledky od mého výzkumu liší. Opět je nutno zmínit, že výběr probandek pro výzkumný soubor je omezený, takže výraznější odchylky, které se v testované skupině nachází, mohou značně výsledky ovlivnit a rozdíl mezi skupinami je spíše na základě individuálního charakteru. Nelze také s jistotou říci na jakém podkladě rozdíly v těchto parametrech vznikají. (Leroy et al. 2000) Jedním z možných faktorů jsou nároky na velmi časté změny směru, způsob zakončení v basketbalu a další dovednosti. (Adillón et al. 2022; Chakraborty et al. 2020)

6.3. Diskuze k výzkumné otázce V2

Hráči basketbalu si během své kariéry vytvoří určitou stranovou preferenci zakončení, driblinku, přihrávání a dalších pohybových úkonů typických pro tento sport. Tyto získané asymetrie pravděpodobně nemají vliv na aktivity běžného života. (Stöckel et Vater, 2014; Stöckel et Weigelt, 2012) Pokud hráč zakončuje dvojtaktem zprava, tedy dribluje na koš pravou rukou na pravé straně hřiště, začne dvojtakt nejprve došlapem pravé nohy a pak levé, ze které se odráží. Pravou horní končetinu použije pro vyslání míče na koš. Při zakončení zleva je tomu naopak. (Chakraborty et al. 2020) Při střelbě

z místa je obvykle dolní končetina na straně dominantní střelecké ruky mírně postavena vpřed. (Velenský et al. 1999) To je doprovázeno stejnostrannou rotací v rameni a pánvi. Toto postavení zajišťuje stabilitu a zároveň zvyšují efektivnost střelby. Studie z roku 1996 naměřila úhel rotace pánve a ramen během střelby od 16° až do 21° v závislosti na vzdálenosti, ze které hráč střílí. (Miller et Barlett, 1996) Studie z roku 2019 naměřila rozsahy od cca 22° až po 28°, opět v závislosti na vzdálenosti střelby. Rotované postavení ramen i pánve přetrvávalo od započetí střelby až do momentu dopadu zpět na podlahu. (Štirn et al. 2019) Vybrané kinematické parametry byly zvoleny na základě pohybů a návyků specifických pro basketbal. V rámci rešerše se nepodařilo se najít studie, které by tyto parametry obdobně měřily při přirozené chůzi u hráčů basketbalu v porovnání s normální populací.

H_0V2: *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl ve vybraných kinematických parametrech mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V2a) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v rozsahu rotace ramen mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V2b) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v rozsahu rotace pánve mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V2c) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu CG nohy mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

6.3.1. Diskuze k hypotéze H_0V2

Na základě výsledků testování podhypotéz nelze nulovou hypotézu H_0V2 zcela zamítnout. Statisticky významný rozdíl ($p<0,05$) se mezi testovanou a kontrolní skupinou projevil pouze v rozsahu rotace ramen, kdy testovaná skupina dosáhla většího rozsahu v porovnání s kontrolní skupinou. Testován byl celkový rozsah rotace pánve i ramen. Zajímavé je, že výraznější asymetrickou rotaci pánve s preferencí jedné strany pozorujeme v testované skupině u probandek 1, 2, 3, 7, 8, 9 a 10. U probandky 1, 4, 8 a 9 byla palpačním vyšetřením zjištěna rotace pánve vpravo (pravá SIAS vpřed). V kontrolní skupině vidíme jednostrannou preferenci pouze u probandky 10. Průměrné hodnoty kontrolní skupiny (11°) odpovídají hodnotám popsaných v literatuře, které udávají, že rotace pánve dosahuje při chůzi hodnot přibližně 10°. (Perry et Burnfield, 2010) Testovaná skupina dosahuje o 4° hodnot vyšších. Z maxima a minima obou skupin

můžeme vidět, že oba soubory obsahují určité odchylky od této normy. Z dostupné literatury je zřejmé, že se tomu tak dělo i v ostatních studiích, které rozsah rotace pánve měřily obdobným způsobem. (Lewis et al. 2017) U rotace ramen pozorujeme stranovou preferenci v testované skupině u probandky 2, 4, 6, 7 a 8. U kontrolní skupiny je tomu tak u probandky 11, 12, 14, 17, 18 a 20. Celkový průměrný rozsah rotace byl v testované skupině naměřen 10° a u kontrolní skupiny 7,5°. Při chůzi ramena rotují v transverzální rovině opačně vůči pánvi. (Whittle, 2007) Rotace ramen trupu a pánve je důležitá pro stabilní a efektivní chůzi. (Lewis et al. 2017) Vliv na vyšší rozsah rotace ramen a pánve u testované skupiny mohou mít pohybové návyky specifické pro basketbal, jako je právě typické nastavení segmentů těla při zakončení střelbou, kde je rotace jak pánve, tak i ramen na stranu dominantní střelecké ruky žádoucí pro efektivní zakončení. (Štirn et al. 2019) Všechny probandky v testované skupině uvedly jako preferovanou střeleckou ruku pravou. Ačkoliv mezi testovanou a kontrolní skupinou v celkovém rozsahu rotace ramen vyšel statisticky významný rozdíl ($p<0,05$), tak je opět nutno poznamenat, že se jedná o omezený počet probandek ve výzkumném souboru, takže výsledky nelze aplikovat na širší populaci. Rozdíly tedy odpovídají tomuto konkrétnímu souboru. Nezanedbatelným faktorem mohou být výraznější odchylky, které se v souborech vyskytují. V rozsahu pohybu CG nohy nebyl mezi skupinami nalezen statisticky významný rozdíl a průměrný rozsah se lišil o přibližně 2°. Tento parametr závisí na rozsahu pohybu hlezenního, kolenního a kyčelního kloubu. Probandky 1, 3 a 5 uvedly, že používají na basketbal vysoké boty. Zbytek souboru používá boty nízké. Z výsledků se nezdá, že by výška basketbalových bot měla vliv na tento rozsah při přirozené chůzi. Vliv může mít také fakt, že se 8 probandek z 10 věnuje kompenzačnímu cvičení. Pouze probandky 3 a 4 uvedly, že se žádnému kompenzačnímu cvičení nevěnují. Další parametr, který by v této oblasti bylo zajímavé zkoumat, vzhledem k častému zranění v oblasti hlezenního kloubu, je rozsah inverze a everze, ale pro měření tohoto pohybu je potřeba zvolit jiné nalepení markerů tak, aby bylo možné údaje spolehlivě dopočítat.

6.4. Diskuze k výzkumné otázce V3

Basketbal je sport, během kterého často dochází k výskokům a dopadům na tvrdý povrch. Schopnost vyskočit do výšky je pro tento sport důležitá. Při dvojtaktu se hráč odráží z jedné dolní končetiny tak, aby se co nejvíce přiblížil ke koši a překonal svého obránce. Obdobně je tomu tak i při střele z místa, kdy hráč potřebuje nejen překonat obránce, ale také vzdálenost od koše. Vysoký výskok se také uplatňuje při doskakování

míče pod košem. (Jebavý et al. 2017; Struzik et al. 2014) Na základě těchto sportovních specifik byly k testování vybrány tyto složky reakčních sil od podložky.

6.4.1. Diskuze k hypotéze H_0V3

H_0V3: *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v kinetických parametrech mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V3a) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl ve vertikální složce reakční síly mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V3b) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v medio-laterální složce reakční síly mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

H_0V3c) *Při chůzi se neprojeví statisticky významný rozdíl v anterior-posteriorní složce reakční síly mezi testovanou a kontrolní skupinou.*

Na základě testování podhypotéz nelze hypotézu H_0V3 zamítnout. Vertikální složka reakční síly od podložky byla zkoumána v podobě tvrdosti došlapu pro obě dolní končetiny. Jedná se o poměr jejího maxima, které odpovídá ukončení fáze prvotního kontaktu a začátku fáze mezistoje a minima, které je měřeno během stojné fáze. Maximum vertikální složky odpovídá přibližně 110% hmotnosti těla, minimum odpovídá přibližně 80% hmotnosti těla. (Perry et Burnfield, 2010) I přesto, že mezi testovanou a kontrolní skupinou nalezneme v průměrné tvrdosti došlapu rozdíly u obou dolních končetin, tak nejsou statisticky významné. ($p>0,05$). V odrazové síle nebyl mezi skupinami statisticky významný rozdíl. ($p>0,05$) Průměrná síla maxima posteriorní složky dosáhla u obou skupin vyšších hodnot na LDK. Všechny probandky z testované skupiny uvedly jako dominantní střeleckou ruku pravou, dalo by se tedy předpokládat, že jejich preferovaný styl zakončení dvojtaktem bude z pravé strany, tedy odrazová končetina bude v tomto případě levá. (Chakrabroty et al. 2020) Průměrná hodnota byla u obou skupin vyšší pro LDK. Medio-laterální složka odpovídá při chůzi vychýlení těžiště laterálně a představuje méně než 10% hmotnosti těla. Maxima dosahuje laterálně během konce stojné fáze. (Perry et Burnfield, 2010) Na PDK dle statistického testování nepatrné odlišnosti v průměrných hodnotách mezi skupinami jsou, ale nejedná se o statisticky významný rozdíl ($p>0,05$). Na LDK jsou průměrné hodnoty testované a kontrolní skupiny téměř identické. Průměrná hodnota medio-laterální složky je o něco

vyšší pro LDK u obou skupin, rozdíl oproti PDK je však poměrně malý. Nebyla nalezena souvislost výsledků měření a kineziologického vyšetření.

Rozdíly ve všech složkách reakčních sil jsou mezi skupinami statisticky bezvýznamné. 2. liga je třetí nejvyšší ženská soutěž v České republice a často se stává, že hráčky během sezóny hostují do 1. ligy nebo do nejvyšší soutěže ŽBL. Vzhledem k tomu, že s vyšší úrovní stoupají herní nároky, dalo by se očekávat, že hráčky na tréninku rozvíjejí své pohybové schopnosti a dovednosti jak na dominantní, tak i nedominantní končetině. Tyto pohybové návyky jsou specifické pro basketbal a často nemají vliv na stranovou preferenci běžného života. Pro hráče na vyšších úrovních je důležité, aby zvládali řešit herní situace oboustranně. (Stöckel et Vater, 2014; Stöckel et Weigelt, 2012) Opět je nutno poznamenat, že vzhledem k omezenému počtu probandek ve výzkumném souboru výsledky nelze aplikovat na širší populaci, ale pouze na tento konkrétní zkoumaný vzorek.

7. Závěr

Cílem této diplomové práce bylo provést analýzu chůze u dlouhodobých hráček basketbalu a populace, která pravidelně neprovozuje žádný sport na soutěžní úrovni a následně mezi skupinami porovnat vybrané kinematické a kinetické parametry ve snaze objektivizovat odchylky, které se mohou na základě dlouhodobého provozování tohoto sportu objevovat.

Z dostupné literatury vyplývá, že basketbal je jako sport do určité míry jednostranný a jeho dlouhodobé provozování, ve spojení s brzkou specializací, může mít vliv na pohybový aparát jedince. Hráči si na základě pohybových nároků a úkonů typických pro basketbal vytváří specifické návyky. Dále je pro tento sport typické vysoké riziko zranění v oblasti dolních končetin a poznatky ohledně adekvátních preventivních programů jsou stále tématem řešení. V této práci jsou hodnoceny vybrané časoprostorové, kinematické a kinetické parametry a naměřené hodnoty porovnávány mezi skupinami ve snaze objektivizovat odchylky, které by mohly na základě zmíněných poznatků u hráček basketbalu vznikat.

Z výsledku vyšel statisticky významný rozdíl mezi skupinami v délce kroku v závislosti na výšce, kde hráčky basketbalu dělají kroky kratší a jejich krok se ne vždy s narůstající výškou prodlužuje. Rotace ramen je další parametr, kde vyšel statisticky významný rozdíl. Hráčky basketbalu průměrně dosáhly většího rozsahu rotace ramen oproti probandkám, které se žádnému sportu pravidelně nevěnují. U rotace pánve signifikantní rozdíl v celkovém průměrné rozsahu nevyšel, ale z grafického znázornění je zřejmé, že většina hráček basketbalu testovaného souboru má pro rotaci stranovou preferenci. Ve vybraných kinetických parametrech nebyl mezi skupinami signifikantní rozdíl. Výsledky naznačují, že na základě specifik tohoto sportu mohou vznikat určité kinematické a kinetické odchylky, které se následně promítají do běžných aktivit, jako je právě přirozená chůze. Vzhledem k omezenému počtu probandek ve výzkumném vzorku nelze výsledky aplikovat na širší populaci, ale pouze na tento konkrétní soubor.

Analýza chůze v basketbalu je v dostupné literatuře poměrně neprozkoumané téma. Setkáváme se především s analýzou pohybů specifických pro tento sport, jako je běh či výskok do výšky při zakončení, ale některé kinematické a kinetické odchylky se mohou promítat i do běžných stereotypů jako je chůze. Experiment by bylo potřeba několikrát zopakovat s větším počtem probandek. Přínosem by bylo také sledování dalších

parametrů chůze, pro které v této práci nebyly dostatečné prostředky. Prohloubení znalostí v této oblasti by mohlo mít přínos pro tvorbu adekvátních preventivních a kompenzačních programů a tím přispět ke snížení rizika vzniku zranění, která mohou jedince ze hry na delší dobu vyřadit, či kompletně donutit ukončit hráčskou kariéru.

Zpracování této diplomové práce mi umožnilo rozšířit si znalosti na téma analýza chůze. Vyšetření chůze je nezanedbatelnou částí kineziologického vyšetření. Měla jsem možnost seznámit se a pracovat se systémy Qualisys a Kistler, které se běžné využívají ve fyzioterapii na klinických a univerzitních pracovištích za účelem provedení kinematické a kinetické analýzy pohybu.

8. Seznam použité literatury

1. ADILLÓN, C. et al. Detection of Neuromuscular Deficits in Movement Pattern among Uninjured Federated Youth Basketball Players: A Cross-Sectional Study. *International Journal of Enviromental Research and Public Health* [online]. 2022, 19(7) [cit. 4. 9. 2022]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: https://doi.org/10.3390/ijerph19074077
2. AKHTARUZZAMAN, M. et al. GAIT ANALYSIS: SYSTEMS, TECHNOLOGIES, AND IMPORTANCE. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology* [online]. 2016, 16(7) [cit. 2. 2. 2022]. ISSN 1793-6810. Dostupné z: https://doi.org/10.1142/S0219519416300039
3. ALLAHABADI, S. et al. Systematic Review of Orthopaedic and Sports Medicine Injuries and Treatment Outcomes in Women's National Basketball Association and National Basketball Association Players. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* [online]. 2021, 9(2) [cit. 2. 6. 2023]. ISSN 2325-9671. Dostupné z: https://doi.org/10.1177/2325967120982076
4. ANDREOLI, C. V. et al. Epidemiology of sports injuries in basketball: integrative systematic review. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2018, 4(1) [cit. 3. 2. 2022]. ISSN 2055-7647. Dostupné z: https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000468
5. BAKER, H. et al. Injury in the Women's National Basketball Association (WNBA) From 2015 to 2019. *Arthroscopy, Sports Medicine and Rehabilitation* [online]. 2020, 2(3), 213-217 [cit. 3. 2. 2022]. ISSN 2666-061X. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.asmr.2020.02.003
6. BARDEN C. a THAIN, P. K. Injury surveillance in English youth basketball: A 5-season cohort study to inform injury preventiont strategies. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2022, 58(1), 34-40 [cit. 5. 6. 2023]. ISSN 1873-1600. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2022.08.005
7. CAPIN, J. J. et al. Gait mechanics and second ACL rupture: Implications for delaying return-to-sport. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2017, 35(9), 1894-1901 [cit. 3. 2. 2022]. ISSN 1554-527X. Dostupné z: https://doi.org/10.1002/jor.23476

8. ČESKÁ BASKETBALOVÁ FEDERACE. Pravidla Basketbalu. In*: cz.basketball* [online]. 27. 3. 2022. [cit. 6. 9. 2022]. Dostupné z: https://cz.basketball/upload/docs/1615733296_Pravidla%202020_v5.pdf
9. DÍAZ-PEREIRA, M. P. et al. Examining Variations Between Everyday Life Handedness and Lateral Preferences for Sport-Specific Skills in Children. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 2022, 94(2), 368-373 [cit. 23. 10. 2023]. ISSN 2168-3824 Dostupné z: https://doi.org/10.1080/02701367.2021.1994121
10. DOMINÍGUEZ-NAVARRO, F. et al. Impact of hip abductor and adductor strength on dynamic balance and ankle biomechanics in young elite female basketball players. *Scientific Reports* [online]. 2022, 12(1) [cit. 7. 9. 2022]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: https://doi.org/10.1038/s41598-022-07454-3
11. DOOLEY, K. et al. Male basketball players who report hip and groin pain perceive its negative impact both on – and off-court: A cross-sectional study. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2021, 24(7), 660-664 [cit. 3. 6. 2023]. ISSN 1878-1861. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.jsams.2021.02.005
12. DORSCHKY, E. et al. Estimation of gait kinematics and kinetics from inertial sensor data using optimal control of musculoskeletal models. *Journal of Biomechanics* [online]. 2019, 95(1) [cit. 2. 2. 2022]. ISSN 1873-2380. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.07.022
13. DUNGL, P. et al. *Ortopedie*. 2. vyd. Praha: Grada, 2005, 1192 s. ISBN 978-80-247-4357-8.
14. EKHTIARI, S. et al., Hip and Groin Injuries in Professional Basketball Players: Impact on Playing Career and Quality of Life After Retirement. *Sports Health: A Multidsiciplinary Approach (SPH)* [online]. 2019, 11(3) [cit. 2. 2. 2023]. ISSN 1941-0921. Dostupné z: https://doi.org/10.1177/1941738119838274
15. FU, A. S. N. et HUI-CHAN, CH. W. Y., Ankle Joint Proprioception and Postural Control in Basketball Players With Bilateral Ankle Sprains. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2005, 33(8), 1174-1182 [cit. 2. 2. 2023]. ISSN 1552-3365. Dostupné z: https://doi.org/10.1177/0363546504271976
16. FUKUCHI, C. A. et al. Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participatns: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews* [online].

2019, 8(1) [cit. 1. 2. 2022]. ISSN 2046-4053. Dostupné z: https://doi.org/10.1186/s13643-019-1063-z

17. GUO, L. et al. Prediction of the Risk Factors of Knee Injury During Drop-Jump Landing With Core-related Measurements in Amature Basketball Players. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [online]. 2021, 9(1) [cit 16. 11. 2023]. ISSN 2296-4185. Dostupné z: https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.738311
18. HAVLÍČKOVÁ, L., *Fyziologie tělesné zátěže. II., speciální část – 1. díl.* 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova. 1993, 234 s., ISBN 80-7066-815-6.
19. CHAKRABORTY, S. a MONDAL, P. Importance of biomechanics in Basketball layup shot. *International Journal of Physical Education, Sports and Health* [online]. 2020, 7(5). 237-239 [cit. 1. 9. 2022]. ISSN 2394-1693. Dostupné z: https://www.kheljournal.com/archives/2020/vol7issue5/PartD/7-5-33-458.pdf
20. CHEN, A. W. et al. Return to Basketball After Hip Artrhoscopy: Minimum 2 – Year Follow-up. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* [online]. 2019, 35(10), 2834-2844 [cit. 4. 9. 2022]. ISSN 1526-3231. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.arthro.2019.04.029
21. JANURA M. et ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci (UPOL), 2004. 208 s. ISBN 80-244-0930-5
22. JEBAVÝ, R. et al. *Kondiční trénink ve sportovních hrách*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2017. 192 s. ISBN 978-80-271-9981-5.
23. JIANG, C., The Effect of Basketball Shoe Collar on Ankle Stability: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Physical Activity and Health* [online]. 2020, 4(1), 11-18 [cit. 20. 11. 2023]. ISSN 2515-2270. Dostupné z: https://doi.org/10.5334/paah.48
24. JILDEH, T. R., et al. Concussion Is Associated With Increased Odds of Acute Lower-Extremity Musculoskeletal Injury Among National Basketball Association Players. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation* [online]. 2021, 3(1), 219-225 [cit. 10. 5. 2023]. ISSN 2666-061X Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.asmr.2020.09.014
25. KHAN, M. et al. Impact of Knee Injuries on Post-retirement Pain and Quality of Life: A Cross-Sectional Survey of Professional Basketball Players. *HSS Journal* [online]. 2020, 16(2), 327-332 [cit. 3. 2. 2022]. ISSN 1556-3324. Dostupné z: https://doi.org/10.1007/s11420-019-09736-5

26. KISTLER GROUP. *Kistler*. [online]. ©2022. [cit. 5. 9. 2022]. Dostupné z: https://www.kistler.com/en/
27. KLEM, N. R. et al. Effect of External Ankle Support on Ankle and Knee Biomechanics During the Cutting Maneuver in Basketball Players. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2017, 45(3) [cit. 20. 7. 2023]. ISSN 1552-3365. Dostupné z: https://doi.org/10.1177/0363546516673988
28. KLÖPFER-KRAMER, I. et al. Gait analysis – Available platforms for outcome assessment. *Injury* [online]. 2020, 51(2) [cit. 3. 2. 2022]. ISSN 1879-0267. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.injury.2019.11.011
29. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
30. LAM, W. K. et al. Effect of shoe modification on biomechanical changes in basketball: A systematic review. *Sports Biomechanics* [online]. 2022, 21(5), 577-603 [cit. 4. 9. 2022]. ISSN 1752-6116. Dostupné z: https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1656770
31. LEROY, D. et al. Spatial and Temporal Gait Variable Differences between Basketball, Swimming and Soccer Players. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2000, 21(3), 158–162 [cit. 28. 1. 2022]. ISSN 1439-3964. Dostupné z: https://doi.org/10.1055/s-2000-9467
32. LEWIS, C. L. et al. The Human Pelvis: Variation in Structure and Function during Gait. *The anatomical record: advances in integrative anatomy and evolutionary biology* [online]. 2017, 300(4), 633-642 [cit. 1. 12. 2023]. ISSN 1932-8494. Dostupné z: https://doi.org/10.1002/ar.23552
33. LI, F. et al. The Effect of Fatigue on Kinematics and Kinetics of Basketball Dribbling with Changes of Direction. *Kinesiology* [online]. 2022, 53(2), 296–308 [cit. 5. 9. 2022]. ISSN 1848-648X. Dostupné z: https://doi.org/10.26582/k.53.2.12
34. LIU, X. et al. Wearable Devices for Gait Analysis in Intelligent Healthcare. *Frontiers In Computer Science* [online]. 2021, 3(1) [cit. 5. 2. 2023]. ISSN 2624-9898. Dostupné z: https://doi.org/10.3389/fcomp.2021.661676
35. LOPEZOSA-RECA, E. et al. Is There Any Association Between Foot Posture and Lower Limb-Related Injuries in Professional Male Basketball Players? A Cross-Sectional Study. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. 2020, 30(1), 46-51 [cit. 13. 3. 2023]. ISSN 1536-3724. Dostupné z: https://doi.org/10.1097/jsm.0000000000000563

36. MANGONE, M. et al. Gait analysis advancements: rehabilitation value and new perspectives from forensic application. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences* [online]. 2023, 27(1), 3-12 [cit. 9. 2. 2023]. ISSN 2284l-0729. Dostupné z: 0.26355/eurrev_202301_30847
37. MCGRATH, M. et al. The impact of Three-Dimensional Gait Analysis in adults with pathological gait on management recommendations. *Gait & Posture* [online]. 2023, 105(1), 75-80 [cit. 12. 8. 2023]. ISSN 1879-2219 Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.06.014
38. MCPHERSON, A. L. et al. Sagittal plane kinematic differences between dominant and non-dominant legs in unilateral and bilateral jump landings. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2016, 22(1), 54-60 [cit. 7. 2. 2023]. ISSN 1873-1600. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.04.001
39. MILLER, S. et BARLETT, R. The relationship between basketball shooting kinematice, distance and playing position. *Journal of Sports Sciences* [online]. 1996, 14(3), 243-53 [cit. 22. 11. 2023]. ISSN 1466-447X. Dostupné z: https://doi.org/10.1080/02640419608727708
40. MOSHER, A. et al. Revisiting Early Sport Specialization: What's The Problem? *Sports Health* [online]. 2022, 14(1), 13-19 [cit. 10. 11. 2023]. ISSN 1941-0921. Dostupné z: https://doi.org/10.1177/19417381211049773
41. OWOEYE, O. B. A. et al. Epidemiology of All-Complaint Injuries in Youth Basketball. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. 2020, 30(12), 2466-2476 [cit. 12. 9. 2022] ISSN 1600-0838. Dostupné z: https://doi.org/10.1111/sms.13813
42. PANAGIOTAKIS, E. et al. Biomechanical analysis of ankle ligamentous sprain injury cases from televised basketball games: Understanding when, how and why ligament failure occurs. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2017, 20(12), 1057-1061 [cit. 5. 3. 2023]. ISSN 1878-1861. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.jsams.2017.05.006
43. PERRY, J et BURNFIELD, J. M. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. 2. vyd. United States: SLACK Incorporated. 2010. ISBN 978-55642-766-4.
44. PIEK, J. P. *Infant Motor Development*. Human Kinetics, 2006. 323 s. ISBN 9780736002264

45. POPKIN, A. CH. et al. Early Sport Specialization. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. 2019, 27(22), 995-1000 [cit. 10. 11. 2023]. ISSN 1940-5480. Dostupné z: https://doi.org/10.5435/jaaos-d-18-00187
46. PRAKASH, C. et al. Passive Marker Based Optical Systém for Gait Kinematics for Lower Extremity. *Procedia Computer Science* [online]. 2015, 45(1), 176-185 [cit. 1.2.2022]. ISSN 1877-0509. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.03.116
47. RÄISÄNEN, A. M. et al. Warm-Ups and Coaches' Perceptions: Searching for Clues to Improve Injury Prevention in Youth Basketball. *Frontiers In Sports And Active Living* [online]. 2021, 3(1) [cit. 14. 11. 2023]. ISSN 2624-9367. Dostupné z: https://doi.org/10.3389/fspor.2021.619291
48. RATHORE, R. et al. Design, development, and calibration of bipedal force-plate for post prosthesis gait rehabilitation. *Materials Today: Proceedings* [online]. 2021, 44(6), 4873-4877 [cit. 10. 9. 2022] ISSN 2214-7853. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.11.706
49. RUDISCH, J. et al. Agreement and consistency of five different clinical gait analysis systems in the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Gait & Posture* [online]. 2021, 85(1), 55-64 [cit. 4. 9. 2022] ISSN 1879-2219. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.01.013
50. SANTORO, E. et al. The Biomechanical Characterization of the Turning Phase during a 180° Change of Direction. *International Journal of Enviromental Research and Public Health* [online]. 2021, 18(11) [cit. 3. 9. 2022]. ISSN 1660-4601. Dostupné z: https://doi.org/10.3390/ijerph18115519
51. SETHI, D. et al. A comprehensive survey on gait analysis: History, parameters, approaches, pose estimation, and future work. *Artificial Intelligence In Medicine* [online]. 2022, 129(1) [cit. 20. 8. 2022]. ISSN 1873-2860. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.artmed.2022.102314
52. SINSURIN, K. et al. Altered Peak Knee Valgus during Jump-Landing among Various Directions in Basketball and Volleyball Athletes. *Asian Journal of Sports Medicine* [online]. 2013, 4(3), 195-200 [cit. 15. 6. 2022]. ISSN 2008-7209. Dostupné z: https://doi.org/10.5812/asjsm.34258
53. STÖCKEL, T. et VATER, CH. Hand preference patterns in expert basketball players: Interrelations between basketball-specific and everyday life behavior.

Human Movement Science [online]. 2014, 38(1), 143-151 [cit 10. 11. 2023]. ISSN 1872-7646. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.humov.2014.09.002

54. STÖCKEL, T. et WEIGELT, M. Plasticity of human handedness: Decreased one-hand bias and inter-manual performance asymmetry in expert basketball players. *Journal of Sports Sciences* [online]. 2012, 30(10), 1037-45 [cit. 15. 11. 2023]. ISSN 1466-447X. Dostupné z: https://doi.org/10.1080/02640414.2012.685087
55. STRUZIK, A. et al. Biomechanical Analysis of the Jump Shot in Basketball. *Journal of Human Kinetics* [online]. 2014, 42(1), 73-79 [cit. 12. 2. 2023]. ISSN 1899-7562. Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4234772/
56. ŠTIRN, I. et al. Rotation of shoulder and hip axes during a basketball jump shot. *International Journal of Performance Analysis in Sport* [online]. 2019, 19(2), 167-178 [cit 19. 10. 2023]. ISSN 1474-8185. Dostupné z: https://doi.org/10.1080/24748668.2019.1581966
57. TAO, W. et al. Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors* [online]. 2012, 12(2), 2255–2283 [cit. 7. 5. 2022]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: https://doi.org/10.3390/s120202255
58. TAYLOR, J. B. et al. MODIFYING MIDSOLE STIFFNESS of BASKETBALL FOOTWEAR AFFECTS FOOT and ANKLE BIOMECHANICS. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2019, 14(3), 359-367 [cit. 15. 11. 2023]. ISSN 2159-2896. Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6816293/
59. TAYLOR, J. B. et al. Prevention of Lower Extremity Injuries in Basketball: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Health* [online]. 2015, 7(5) [cit. 5. 9. 2022]. ISSN 1941-0921. Dostupné z: https://doi.org/10.1177/1941738115593441
60. TUMMALA, S. V., et al. Knee Injuries and Associated Risk Factors in National Basketball Association Athletes. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation* [online]. 2022, 4(5), 1639-1645 [cit. 4. 6. 2023]. ISSN 2666-061X. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.asmr.2022.06.009
61. VANATTA, C. N. et al. Kinematic and muscle force asymmetry in healthy runners: How do different methods measure up? *Gait & Posture* [online]. 2023, 103(1), 159-165 [cit. 15. 11. 2023]. ISSN 1879-2219. Dostupné z: https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.05.010

62. VÉLE, F. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton. 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
63. VELENSKÝ, M. et al. *Basketbal: herní trénink, kondiční trénink, technika, taktika.* 1. vyd. Praha: Grada Publishing. 1999. 99 s. ISBN 80-7169-834-2.
64. VERSIC, S. et al. Bilateral Symmetry of Jumping and Agility in Professional Basketball Players: Differentiating Performance Levels and Playing Positions. *Symmetry* [online]. 2021, 13(8) [cit. 9. 11. 2023]. ISSN 2073-8994. Dostupné z: https://doi.org/10.3390/sym13081316
65. WALDRON, S, et al. The Costs and Benefits of Early Sport Specialization: A Critical Review of Literature. *Quest* [online]. 2020, 72(1), 1-18 [cit. 9. 11. 2023]. ISSN 1543-2750. Dostupné z: https://doi.org/10.1080/00336297.2019.1580205
66. WARDOYO, S. et al. Development of Force Plate for Biomechanics Analysis of Standing and Walking. *Journal of Physics: Conference Series* [online]. 2016, 739(1). [cit. 8. 5. 2022]. ISSN 1742-6596. Dostupné z: https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/739/1/012118
67. WHITTLE, W. M. *Gait Analysis: An Introduction*. 4. vyd. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2007. 255 s. ISBN 978-0-7506-8883-3.

9. Přílohy

Seznam příloh

Příloha č. 1: Souhlas Etické Komise UK FTVS

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

Příloha č. 3: Seznam obrázků

Příloha č. 4: Seznam tabulek

Příloha č. 5: Vybrané anamnestické údaje testované skupiny

Příloha č. 6: Anamnestický dotazník

Příloha č. 7: Kineziologické vyšetření

Příloha č. 1: Souhlas Etické Komise FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Analýza chůze u hráček basketbalu

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: říjen 2022 – únor 2023

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Předkladatel: Bc. Tereza Deličová

Hlavní řešitel: Bc. Tereza Deličová. UK FTVS, katedra fyzioterapie

Místo výzkumu (pracoviště): Fakulta tělesné výchovy a sportu UK, laboratoř BEZ

Spoluřešitel(é): -

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Finanční podpora: -

Popis projektu: Cílem této diplomové práce je analýza basketbalistek, které tento sport provozují již několik let, a následně ji porovnat s chůzí jedinců tímto sportem nezatížených a zjistit případné kinematické odchylky, které by se mohly ve vztahu s tímto sportem objevovat. Měření bude provedeno bez použití invazivních metod – použito zde bude 3D snímání pomocí kamer (Qualisys) a také silových desek (Kistler) dostupných v laboratoři BEZ na FTVS UK. Všichni účastníci budou poučeni o průběhu výzkumu, náležitostech a rizicích s ním spojených a dobrovolně podepíšou informovaný souhlas. Před samotným měřením proběhne fyzioterapeutické vyšetření včetně anamnézy zúčastněných.

Charakteristika účastníků výzkumu: Měření se zúčastní 10-20 basketbalistek a 10-20 jedinců sportem nezatížených ve věku 20-35 let, kteří mají platnou zdravotní prohlídku. Podmínkou pro výběr bude dlouhodobé věnování se tomuto sportu u basketbalistek a u skupiny druhé by jedinci neměli být zatíženi sportem na vrcholové úrovni. U žádného z účastníků by nemělo být přítomno žádné muskuloskeletální zranění či neuromuskulární nebo kardiovaskulární onemocnění, akutní (zejména infekční) onemocněním či úrazu a nebudou v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu. Probandy pro výzkum budu vybírat prostřednictvím emailu na základě uvedených podmínek. Kontakty na probandy budu získávat buďto osobně nebo prostřednictvím dostupných sociálních sítí.

Zajištění bezpečnosti: Měření bude probíhat v laboratoři FTVS UK při pokojové teplotě. Všechny použité metody jsou neinvazivní a bezbolestné – kožní kryt u účastníků nebude porušen a jejich zdraví nebude ohroženo. Účastníci budou mít na těle nalepeny na předem určená místa markery pro snímání kinematických dat pomocí kamerového systému. Měření bude probíhat pod odborným dohledem Ing. Miloslava Vilímka, Ph.D. Výzkum proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenou obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel. Budou zajištěné adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Etické aspekty výzkumu: Všichni účastníci výzkumu jsou zletilí jedinci.
Potenciální střet zájmů: Výzkum není prováděn pro žádnou instituci či organizaci. Nejsem v pracovně právním (ani rodinném) vztahu k žádnému účastníku výzkumu. Neexistuje skutečnost, která by mohla ovlivňovat objektivitu výzkumu. Nemám soukromý zájem na výsledku a výzkum nevede k osobnímu prospěchu. Vedoucí práce dohlédne na korektnost a nestranné posuzování výsledků tohoto výzkumu. Neexistuje skutečnost, která by mohla ohrozit integritu a důvěryhodnost výzkumu.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: ročník narození, pohlaví, iniciály, e-mail, informace získané uvedenými metodami – které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.
Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.
Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Veleslavín

Pořizování fotografií účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zaheslovaném počítači řešitele v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze hlavní řešitel a budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Pořizování videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamu.
Text informovaného souhlasu (IS): přiložen

Povinností **všech účastníků výzkumu na straně řešitele** je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně.
Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne: 7. 10. 2022 Podpis předkladatele:

Datum a podpis odpovědného pracovníka z místa výzkumu:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: **Předsedkyně:** doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.
Členové: prof. MUDr. Jan Heller, CSc. Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.
prof. PhDr. Pavel Slepička, DrSc. Mgr. Tomáš Ruda, Ph.D.
PhDr. Pavel Hráský, Ph.D. MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 227/2021
dne: 9. 8. 2022

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a **neshledala rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise UK FTVS.

razítko UK FTVS

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
José Martího 31, 162 52, Praha 6
– 20 –

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

UNIVERZITA KARLOVA

FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

José Martího 31, 162 52 Praha 6 – Veleslavín

INFORMOVANÝ SOUHLAS k žádosti 327/2021

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy *(jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné),* Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci diplomové práce s Analýza chůze u hráčů basketbalu prováděné na Fakultě tělesné výchovy a sportu v laboratoři BEZ.

Projekt bude probíhat v období: říjen 2022– únor 2023.

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Projekt není financován z grantů ani jiných zdrojů
Cílem výzkumného projektu je analýza chůze u hráček basketbalu a její porovnání s chůzí jedinců tímto sportem nezatížených.

Před samotným měřením budete požádáni o vyplnění anamnestického dotazníku, který zabere přibližně 5 minut. Pokud splníte podmínky pro výzkum, budete dále požádání o svléknutí do spodního prádla za účelem provedení kineziologického vyšetření. Měření bude probíhat jednotlivě v přítomnosti výzkumníků. Poté budete pokračovat k měření chůze pomocí neinvazivních metod – kamerový systém Qualisys a silové desky Kistler. Budou Vám nalepeny markery pro kamerové měření a následně proběhne zkušební měření chůze za účelem seznámení se s požadovaným pohybem a systémem. Samotné měření poté bude zopakováno minimálně třikrát.

Měření proběhne jednorázově a s vyšetřením nepřesáhne 60 minut.

Měření bude probíhat v laboratoři FTVS UK při pokojové teplotě. Měření bude probíhat pod odborným dohledem Ing. Miloslava Vilímka, Ph.D. Výzkum proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenou obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel. Budou zajištěné adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávána rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Výzkumu se nezúčastníte s akutní dekompenzací s chronickým zejména infekčním onemocněním, s rizikem epileptického záchvatu, s vážným kardiovaskulárním a neurologickým

onemocněním, s mentálním deficitem nebo s bolestivými stavy či aktuálním zraněním pohybového aparátu, které by mohlo alterovat výsledky měření a pokud budete v rekonvalescenci po nemoci či úraze.

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená.

Očekávaný přínos tohoto výzkumu pro Vás bude odhalení případných odchylek ve Vaší chůzi z důvodu biomechanických a dalších změn na pohybovém aparátu způsobených provozováním tohoto sportu v rámci několika let. Výsledky by mohly otevřít dveře cílené fyzioterapeutické intervenci.

Ochrana osobních dat: Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: ročník narození, pohlaví, iniciály, e-mail a údaje získané vyšetřením, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby – budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.
Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

Pořizování fotografií účastníků: Anonymizace osob na fotografiích bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zaheslovaném počítači řešitele v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít pouze hlavní řešitel a budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Pořizování videí/audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamu.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit na emailové adrese: terkadelic@gmail.com

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu Bc. Tereza Deličová

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Tereza Deličová Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. **Potvrzuji, že mám platnou zdravotní prohlídku.** Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

Místo, datum .....

Jméno a příjmení účastníka ..... Podpis: .....

Příloha č. 3: Seznam obrázků

Obr. č. 1 Jednotlivé fáze krokového cyklu (zdroj: https://www.orthobullets.com/foot-and-ankle/7001/gait-cycle) 6
Obr. č. 2 Složky reakčních sil (zdroj: vlastní měření) 12
Obr. č. 3 Markery na dolních končetinách probandky (zdroj: vlastní měření) 31
Obr. č. 4 Markery zobrazené v programu QTM (zdroj: vlastní měření) 32
Obr. č. 5 Graf závislosti délky kroku na výšce osoby – testovaná skupina (zdroj: vlastní měření) 35
Obr. č. 6 Graf závislosti kroku na výšce osoby – kontrolní skupina (zdroj: vlastní měření) 36
Obr. č. 7 Graf délky kroku v závislosti na výšce osoby. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření) 37
Obr. č. 8 Graf závislosti rychlosti chůze na výšce osoby. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření) 39
Obr. č. 9 Graf rotace pánve v transverzální rovině – testovaná skupina (zdroj: vlastní měření) 41
Obr. č.10 Graf rotace pánve v transverzální rovině – kontrolní skupina (zdroj: vlastní měření) 41
Obr. č. 11 Graf rozsahu rotace ramen v transverzální rovině – testovaná skupina (zdroj: vlastní měření) 43
Obr. č. 12 Graf rozsahu rotace ramen v transverzální rovině – kontrolní skupina (zdroj: vlastní měření) 43
Obr. č. 13 Graf rozsahu pohybu CG nohy během chůze (zdroj: vlastní měření) 45
Obr. č. 14 Vertikální složka reakčních sil – hodnoty pro tvrdost došlapu (zdroj: vlastní měření) 46
Obr. č. 15 Graf tvrdosti došlapu PDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (probandka 11-20) (zdroj: vlastní měření) 47
Obr. č. 16 Graf tvrdosti došlapu LDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (probandka 11-20) (zdroj: vlastní měření) 47
Obr. č. 17 Anterior-posteriorní složka reakčních sil – hodnota pro odrazovou sílu (zdroj: vlastní měření) 49
Obr. č. 18 Graf odrazové síly PDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření) 50

Obr. č. 19 Graf odrazové síly LDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření) 50
Obr. č. 20 Graf maxima medio-laterální složky reakčních sil PDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření) 52
Obr. č. 21 Graf maxima medio-laterální složky reakčních sil LDK. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) (zdroj: vlastní měření) 52

Příloha č. 4: Seznam tabulek

Tabulka č. 1 Základní anamnestické údaje testované skupiny 28
Tabulka č. 2 Základní anamnestické údaje kontrolní skupiny..... 28
Tabulka č. 3 Délka kroku v závislosti na výšce osoby. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20) 37
Tabulka č. 4 Průměrná délka kroku na průměrnou výšku testované a kontrolní skupiny 37
Tabulka č. 5 Statistické hodnoty pro délku kroku v závislosti na výšce osoby..... 38
Tabulka č. 6 Mann-Whitney test pro délku kroku v závislosti na výšce osoby 38
Tabulka č. 7 Rychlost chůze v závislosti na výšce osoby. Testovaná skupina (probandka 1-10) a kontrolní skupina (11-20)..... 39
Tabulka č. 8 Průměrná rychlost na průměrnou výšku 39
Tabulka č. 9 Statistické hodnoty pro rychlost chůze v závislosti na výšce osoby..... 40
Tabulka č. 10 Dvouvýběrový t-test pro rychlost chůze v závislosti na výšce osoby 40
Tabulka č. 11 Statistické hodnoty pro rozsah rotace pánve..... 42
Tabulka č. 12 Mann-Whitney test pro rozsah rotace pánve 42
Tabulka č. 13 Statistické hodnoty pro rozsah rotace ramen 44
Tabulka č. 14 Dvouvýběrový t-test pro rozsah rotace ramen..... 44
Tabulka č. 15 Statistické hodnoty pro rozsah pohybu CG nohy PDK a LDK 45
Tabulka č. 16 Dvouvýběrový t-test pro rozsah pohybu CG nohy PDK a LDK 45
Tabulka č. 17 Statistické hodnoty pro tvrdost došlapu PDK a LDK..... 48
Tabulka č. 18 Mann-Whitney test pro tvrdost došlapu PDK a LDK..... 48
Tabulka č. 19 Statistické hodnoty pro odrazovou sílu PDK a LDK..... 51
Tabulka č. 20 Dvouvýběrový t-test pro odrazovou sílu PDK a LDK..... 51
Tabulka č. 21 Statistické hodnoty pro maximum medio-laterální složky reakčních sil PDK a LDK 53
Tabulka č. 22 Mann-Whitney test pro maximum medio-laterální složky reakčních sil PDK a LDK 53

Příloha č. 5: Vybrané anamnestické údaje testované skupiny

Probandka	Boty	Kompenzace	Střelecká ruka	Ortopedické pomůcky	Tréninky	Zápasy	Začátek basketbalu
1	vysoké	jóga	pravá	ne	2x týdně	2 za 14 dní	v 8 letech
2	nízké	kompenzační cvičení	pravá	ne	2x týdně	2 za 14 dní	v 6 letech
3	vysoké	nic	pravá	ne	2x týdně	2 za 14 dní	v 11 letech
4	nízké	nic	pravá	ne	2x týdně	2 za 14 dní	v 10 letech
5	vysoké	plavání	pravá	ne	2x týdně	2 za 14 dní	v 10 letech
6	nízké	kompenzační cvičení	pravá	ortopedické vložky	2x týdně	2 za 7 dní	v 8 letech
7	nízké	plavání, komp. cvičení	pravá	ne	3-4x týdně	2 za 14 dní	v 8 letech
8	nízké	kruhový trénink, plavání	pravá	ne	2x týdně	2 za 14 dní	ve 13 letech
9	nízké	plavání	pravá	ne	2x týdně	2 za 14 dní	v 9 letech
10	nízké	kompenzační cvičení	pravá	ne	2x týdně	2 za 14 dní	v 6 letech

Příloha č. 6: Anamnestický dotazník

1. Jméno probanda (pouze iniciály):
2. Rok narození:
3. Výška (v cm):
4. Hmotnost (v kg):
5. Prodělané úrazy – místo (dolní končetina, páteř…) + charakter (fraktura, luxace, distorze…):
6. Jiná onemocnění (kardiovaskulární, respirační systém…)
7. Operace:
8. Odchylky ve vývoji během dětství/vrozené vady (např. přeskočení fáze plazení/dysplazie kyčelního kloubu…)
9. Užíváte léky? Pokud ano, jaké?
10. Docházela jste/docházíte k fyzioterapeutovi? Pokud ano, proč?
11. Užíváte ortopedické pomůcky? Pokud ano, jaké?
12. Jste hráčkou basketbalu? Ano/ne
13. Střelecká horní končetina?
14. Za jaký tým/týmy hrajete?
15. Jakou soutěž/jaké soutěže hrajete?
16. V kolika letech jste začala s basketbalem?
17. Jak často trénujete?
18. Jak často máte zápasy?
19. Nosíte nízké nebo vysoké boty na basketbal?
20. Věnujete čas kompenzačnímu cvičení / aktivitě? (např. plavání…):

Příloha č. 7: Kineziologické vyšetření

Stoj aspekcí zezadu, z boku, zepředu:

Chůze aspekcí:

Stoj na 1DK:

Pohyblivost páteře: Stiborova distance

Funkční délka dolních končetin:

Palpační vyšetření:

Nožní klenba:

Svaly bilaterálně: m. piriformis, m. quadriceps femoris, m. semimembranosus, m. semitendinosus, m. triceps surae, paravertebrální svalstvo

Kloubní rozsah metodou SFTR:

Kyčelní kloub:

Kolenní kloub:

Hlezenní kloub:

Zkrácené svaly dle Jandy bilaterálně:

M. iliopsoas:

M. rectus femoris:

M. tensor fascie latae:

M. biceps femoris:

M. triceps surae:

Vyšetření hypermobility dle Jandy:

Zkouška zapažených paží:

Zkouška založených paží:

Zkouška posazení na paty: