

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
KATEDRA FYZIOTERAPIE

Charakteristika chůze dětí – kinematická analýza

Vedoucí práce

Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Vypracovala

Bc. Helena Kernerová

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

V Praze, dne

.....

Bc. Helena Kernerová

Evidenční list

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.

Jméno a příjmení: Fakulta / katedra: Datum vypůjčení: Podpis:

Poděkování

Chtěla bych poděkovat Ing. Miloslavu Vilímkovi, PhD. za vedení práce, dále panu Ing. Petru Kubovému za pomoc s měřením v laboratoři a připomínky ke statistickému zpracování. Také Matějovi Šiklovi za pomoc se statistickým zpracováním a Tereze Šiklové za jazykovou korekturu práce. V neposlední řadě také mé rodině, která mě podporovala po celou dobu studia.

Abstrakt

Název: Charakteristika dětské chůze a kinematická analýza

Cíle: Cílem diplomové práce je provést analýzu chůze dětí, které se věnují intenzivní sportovní přípravě (florbalu) a dětí, které se intenzivně sportu nevěnují a porovnat vybrané časoprostorové, kinetické a kinematické parametry těchto dvou skupin.

Metody: Práce má povahu teoreticko-empirickou s menším počtem probandů. 3D kinematická analýza chůze byla zaznamenána přístrojem Qualisys a reakční síly od podložky 7 silovými deskami Kistler. V práci jsou sledovány tyto parametry: délka kroku, rychlost kroku v závislosti na výšce, rozsah plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu, rotace pánve a ramen v transverzální rovině, vertikální a anterior-posteriorní složka reakční sil od země.

Výsledky: Výsledky studie prokázaly, že u některých kinematických parametrů intenzivní sportovní příprava dětí 7-13 let vede ke změnám v chování jednotlivých analyzovaných parametrů. Jedná se zejména o to, že testovaná skupina má symetričtější rotaci pánve a ramen v transverzální oproti kontrolní skupině. Zjištěné výsledky z titulu statistické pravděpodobnosti kvůli nízkému počtu probandů ale nejsou dostatečně průkazné.

Klíčová slova: kinematická analýza chůze, reakční síly, děti, florbal mládež, Qualisys Motion Capture, Kistler

Abstract

Title: Children's gait characteristics and kinematic analysis

Objectives: The aim of the master thesis is to perform an analysis of the gait of children engaged in intensive sports training (floorball) and children who are not intensively engaged in sports, and to compare selected spatio-temporal, kinetic and kinematic parameters of these two groups.

Methods: The work has a theoretical-empirical nature with a smaller number of probands. 3D kinematic analysis of gait was recorded with a Qualisys device and reaction forces from the pad with 7 Kistler force plates. The following parameters are monitored in the thesis: step length, step speed depending on height, range of plantar and dorsiflexion in the ankle joint, rotation of the pelvis and shoulders in the transverse plane, vertical and anterior-posterior component of reaction forces from the ground.

Results: The results of the study showed that for some kinematic parameters, intensive sports training of children aged 7-13 years leads to changes in the behavior of individual analyzed parameters. This is mainly due to the fact that the tested group has more symmetrical rotation of the pelvis and shoulders in the transverse plane compared to the control group. However, the results obtained in terms of statistical probability are not sufficiently conclusive due to the low number of probands.

Key words: kinematic analysis of gait, ground reaction force, children, youth floorball, Qualisys Motion Capture, Kistler

Obsah

Abstrakt.....	v
1. Úvod.....	1
2. Teoretická východiska práce.....	2
2.1 Posturální a lokomoční motorika.....	2
2.1.1 Dětská dolní končetina.....	2
2.1.1 Plochonoží.....	3
2.1.2 Genu varum a genu valgum.....	3
2.2 Ontogeneze lidské lokomoce.....	4
2.3 Vývoj dětské chůze.....	5
2.4 Rozdíl mezi chůzí dítěte a dospělého.....	8
2.5 Krokový cyklus.....	9
2.5.1 Stojná fáze.....	9
2.5.2 Švihová fáze.....	9
2.6 Klinická kinematická analýza dětské chůze.....	10
2.7 Časově-prostorové vlastnosti a zrání chůze.....	14
2.7.1 Síly v přední části chodidla.....	16
2.7.2 Rotace dolních končetin z vnější do vnitřní rotace.....	17
2.8 Funkční předpoklady chůze.....	17
2.9 Specifika sportovní přípravy dětí.....	18
2.10 Prevence zranění (strategie tréninku) ve sportu mládeže.....	19
2.11 Brzká sportovní specializace.....	19
2.12 Preference strany ve sportu.....	20
2.13 Zranění ve florbale juniorů.....	21
2.14 Symetrie chůze.....	22
2.15 Popis cyklu chůze pomocí reakčních sil od země.....	23

3.	Cíle, úkoly práce a hypotézy	25
4.	Metodika práce	27
4.1	Popis výzkumného souboru	27
4.2	Použité metody	28
4.2.1	Anamnestické a kineziologické vyšetření probandů	28
4.2.2	Příprava probanda na kinematické vyšetření chůze	29
4.3	Sběr dat – časový rozvrh, vedení a podmínky sběru dat	29
4.3.1	Umístění markerů	30
4.3.2	Průběh měření	31
4.4	Analýza dat – statistické zpracování	31
4.5	Posuzované parametry	32
4.5.1	Reakční síly země (Ground Reaction Force)	32
4.5.2	Analýza kinematických parametrů kroku probanda	32
5.	Výsledky	34
5.1	Parametry testované a kontrolní skupiny	35
5.2	Rozdíl v délkách kroku	37
5.3	Závislost rychlosti chůze na výšce	38
5.4	Anterio-posteriorní síla GRF	39
5.5	Vertikální síla GRF	40
5.6	Vertikální + anterio-posteriorní složka GRF	42
5.7	Rozsah pohybu hlezna	45
5.8	Rotace pánve	49
5.9	Rotace ramen	51
6.	Diskuse	53
6.1	Diskuse k vědecké otázce č.1	54
6.1.1	Diskuze k hypotéze H1	55

6.1.2	Diskuse k hypotéze H2	56
6.1.3	Diskuse k hypotéze H3	56
6.2	Diskuse k vědecké otázce č.2	57
6.2.1	Diskuse k hypotéze H4	57
6.2.2	Diskuse k hypotéze H5	58
6.2.3	Diskuse k hypotéze H6	58
6.2.4	Závěr diskuse k vědecké otázce č. 2.....	59
6.3	Diskuse k vědecké otázce č. 3	60
7.	Závěr.....	62
	Referenční seznam.....	64
	Seznam příloh	I
	Příloha č. 1 – Žádost o vyjádření etické komise	II
	Příloha č. 2 – Informovaný souhlas	IV
	Příloha č.3 - Seznam obrázků	VII
	Příloha č. 4 – Kineziologické vyšetření	XI

Seznam použitých symbolů a zkratk

ACL – přední zkřížený vaz

FPA – úhel progrese chodidla

LDK – levá dolní končetina

PDK – pravá dolní končetina

GRF – ground reaction force (reakční síla od země)

1. Úvod

Tuto diplomovou práci na téma Charakteristika dětské chůze – kinematická analýza jsem si vybrala z toho důvodu, že mě tato problematika zajímá. Chůze je důležitou součástí růstu a lokomoce. Jde o komplexní úkol, který vyžaduje vyzrání a soudržnost pohybového a neurologického systému.

Co všechno způsobuje, že velká část dětí se narodí bez ortopedické vady nohy, ale dvě třetiny dětí nastupuje do 1. třídy základní školy s poruchou chůze či deformitou? Velké množství dětí nosí boty po sourozencích, které jsou často malé nebo obnošené. Rodičem dětem nedovolují dostatek chůze naboso, a to ani v domácím prostředí. Výzkumy však ukazují, že jedině chůzí naboso, správnou obuví a cíleným cvičením je možné předejít deformitám nohou, které pak děti mohou trápit v dospělosti. Děti kopírují návyky svých rodičů i co se týče péče o nohy.

Chodidla mají tisíce nervových zakončení, která přes centrální nervový systém řídí svalové napětí v těle. A právě tato nervová zakončení musíme trénovat. Konstrukce nohy na pár čtverečních centimetrech nese tělo člověka po celý život a zajišťuje stabilitu.

Proto jsem se ve své diplomové práci rozhodla věnovat kinematické analýze chůze u mladých sportovců (florbalistů), kteří díky brzké sportovní specializaci, velkému množství tréninků a zápasů přetěžují svoje těla, abych zjistila, jestli mezi nimi a kontrolní skupinou existuje rozdíl v základním pohybovém stereotypu. U mladých sportovců se málo dbá na jakékoliv kompenzační cvičení, které by pomáhalo snižovat riziko zranění a poruchy pohybového aparátu do budoucna.

2. Teoretická východiska práce

2.1 Posturální a lokomoční motorika

Chůzi můžeme použít k identifikaci člověka, protože je velmi individuální. Vliv na chůzi má bolestivá aferentace, porucha propriorecepce, vertebrogenní poruchy, porucha senzomotorika, sklon pánve, postavení páteře a končetin a také poruchy senzomotoriky. (Véle, 2006)

Podle Dylevského (2017) není chůze jen typem lokomoce, ale i způsobem držení trupu a hlavy s volnými horními končetinami. Dvounohost spojená s napřímením páteře a změnou postavení pánve jsou zřejmě iniciální a klíčové procesy celé další evoluce člověka.

2.1.1 Dětská dolní končetina

U dítěte do jednoho roku, je distální končetina nejrychleji rostoucím segmentem těla. Novorozenec má delší stehno než bérec, ale rychle rostoucí bérec tento nepoměr do jednoho roku zmenšuje, a koleno se dostává do středu končetiny. Po jednom roce je bérec delší než stehno. Pokud dítě nestojí, noha je v supinačním postavení. Mezi druhým a čtvrtým rokem rostou tzv. retardované části těla, tzn. také distální končetina. Velmi rychle roste délka stehna, ale nepředbíhá bérec. Štíhlé a rychle rostoucí distální části končetiny zůstávají do deseti až jedenácti let bez výraznější proporční změny.

Pubertální růstové urychlení se promítá především do růstu distálních částí končetin. Tím, že trup roste pomaleji, vzniká typická proporční disharmonie krátkého trupu a dlouhých dolních končetin. Zvolnění pubertálního růstového spurtu je vyvoláno především zástavou růstu distálních částí končetin.

Velmi významná je změna orientace dolních končetin. U novorozence jsou dolní končetiny v kyčelních kloubech abdukované, flektované a zevně rotované. Kolenní klouby jsou ve flexi a nohy jsou extendované a silně invertované (supinované). U novorozence a kojence celkové držení distálních končetin odpovídá embryonálnímu a fetálnímu stavu. Výrazně se akcentuje ve spánku. S postupujícím zatěžováním končetin se celá situace dále mění.

Končetiny jsou asi do tří let v typickém varózním postavení („O“) a u starších dětí převládá buď valgózní postavení („X) nebo se v průběhu dospívání obě osy končetin paralelizují.

Postavení dolních končetin a vzájemné vztahy jejich segmentů se mění v průběhu dětství, ale mají zásadní vliv pro vývoj lokomočních schopností daného jedince. Základní komponentou, jejíž morfologické proměny ovlivňují pohybové parametry končetin, je skelet. (Dylevský, 2017)

2.1.1 Plochonoží

„Plochá noha“ je termín, který zahrnuje zploštění mediálního podélného oblouku klenby nohy. Často souvisí s valgózním postavením nohy. Flexibilní plochá noha je normální součástí vývoje. Často se vyskytuje u obézních dětí, které mají generalizovanou kloubní laxicitu nebo hypermobilitu. Důležitá je dobrá pohyblivost subtalárního kloubu. V kinematice se také noha pohybuje z valgozity do varozity. Mediální oblouk může být u batolat zpočátku zakrytý podkožním tukovým polštářem. Je viditelný více zřetelněji, když se noha vyvíjí ve věku 7 let. Plochá noha může přetrvávat až do dospělosti bez známek bolesti nebo funkčního deficitu. Přehled z databáze Cochrane publikovaný v roce 2010 analyzoval 30 let trvající výzkum flexibilní ploché nohy a dospěl k závěru, že ortotická léčba u asymptomatických dětí s vysokou mírou pes planus nepřináší žádný přínos, přičemž nedochází ke změně přirozeného vývoje nohy. (Douglas, 2022)

2.1.2 Genu varum a genu valgum

Obě varianty jsou součástí normálního vývoje. Děti se rodí s genu varum a postupně se korigují až do 18 měsíců až 2 let věku dítěte. Genu valgum se pak vyvíjí a zvětšuje až do věku 3-4 let a nakonec se opět koriguje na genua valga tibio-femorální úhlem, který se podobá úhlu u dospělých kolem 8 let. Odchyly od tohoto normálního vzoru by měli být vyšetřeny. Důležité je změřit intekondylární vzdálenost, kde se měří prostor mezi kotníky a koleny a tento prostor by měl být vzdálený 6 centimetrů. Při vyšetření se také musí ortopedi zaměřit na úhel progresu chodidla (FPA). (Douglas, 2022)

2.2 Ontogeneze lidské lokomoce

První období trvá od narození až do zvládnutí kvalitního vzpřímeného postoje. Toto období je charakterizováno vývinem posturálních reakcí podél cefalokaudálního gradientu. Adekvátní kontrola se objevuje nejprve ve svalech na krku, pak ve svalech trupu, a nakonec ve svalech dolních končetin. U kojenců je kontrola hlavy obecně považována za počátek vývoje tělesné rovnováhy.

Ve světě nedávne studie uvádějí, že prioritu má stabilizace hlavy v posturální kontrole. V reakci na předsunutí a translaci opory se nejmladší kojenci (5-6 měsíců) při pohybu hlavou preferují aktivaci krčních svalů jako první s ohledem na svaly trupu a nohou, což naznačuje, že svaly trupu a nohou jsou aktivovány shora dolů. Je to běžné u stojících a sedících dospělých a sedících dětí. Tyto výsledky společně naznačují, že kloubové fungování jednotky hlava-trup spojené s pohybem hlavy a trupu souvisí se sestupnou časovou organizací posturální kontroly během prvního roku života. Je třeba poznamenat, že tento chronologický cefalokaudální vývoj schopnosti ovládat posturu rostoucího počtu tělesných segmentů je v souladu se sestupnou sekvencí posturální kontroly.

S osvojením vzpřímeného držení těla a lokomoce již není řízení rovnováhy segmentální, ale globální. Tato ukazuje na nový způsob organizace rovnováhy na začátku druhého období.

Druhé období probíhá do věku přibližně 6 let. Toto období je charakterizováno osvojením efektorů a zvládnutím pohybového vývoje koordinace mezi dolními a horními končetinami a horní částí těla. Začátek lokomoce zahrnuje řešení řady obtížných problémů s rovnováhou. Podle Forssberga je počátek nezávislé chůze pravděpodobně důsledkem dozrávání posturálního kontrolního systému, např. mozečku a vestibulárního aparátu. S rozvojem samostatné chůze se lokomoční vzorec stává recipročně organizovaným.

Důležitá je také boční stabilizace pánve, která musí předcházet stabilizaci ramenních pletenců a hlavy.

Přibližně od 7 let věku života není žádný rozdíl mezi chůzí dítěte a dospělého člověka. (Assaiante, 1998)

2.3 Vývoj dětské chůze

Nejprve dítě chodí s oporou do strany, drží se nábytku a rozvíjí rovnováhu nezbytnou pro chůzi bez opory, která se u kojenců vyskytuje mezi 10. a 15. měsícem. Po prvních krocích bez opory trvá měsíce, než dosáhnou samostatné chůze. (P. Piek, 2005)

Dle Lacquanitiho (2012) děti začínají samostatně chodit kolem 12 měsíců věku ale kulturní návyky mohou tento čas uspíšit nebo oddálit. Chůze je trhavá a proměnlivá, má špatnou rovnováhu kvůli jediné opěrné končetině (při švihů kontralaterální nohou), ruce má zvednuté nad pas (jako balanční tyče), nohy široce rozkročené a krátké proměnlivé kroky. Dvojitá opora je relativně prodloužená, zatímco švih je krátký. Dotyk probíhá plochou nohou nebo nejdříve prsty. Toto jsou idiosynkratické rysy chůze batolat, které pomáhají dítěti vyrovnat se s nestabilními podmínkami. Také chůze s vysokým zvedáním nohy představuje jednoduchou strategii, jak se vyhnout klopýtnutí či pádu. Díky omezené aktivitě dorzální flexorů je však velmi omezená dopředná kinetická energie a gravitační potenciál energie těžiště těla.

Často se předpokládá, že kojenci nemohou samostatně chodit, dokud nedosáhnou kontroly rovnováhy, ale bylo ukázáno, že variabilita kroku zůstává nezměněna i při chůzi s rodičem za ruku. Zlepšení výkonnosti chůze je dáno spíše opakovaným zážitkem z chůze než chronologickým věkem. Šest měsíců po začátku samostatné chůze dochází k rozvoji rychlosti, symetrii kroků, ladění chůze a spotřeba energie se snižuje. Poté se chůze vyvíjí pomaleji do 8-10 let, jak ukazují změny v několika parametrech jako je délka kroku, kadence, koordinace, načasování kroku a snižování spotřeby energie. (Lacquaniti, 2012)

Jaké faktory jsou důležité při přechodu k samostatné chůzi? Je to posturální kontrola, kdy se dítě musí naučit udržovat rovnováhu, když přesouvá váhu jedné nohy na druhou. Dítě musí zvládnout složitost dopředného pohonu, gravitačních sil, setrvačnosti a rotační složek různých segmentů těla. Další klíčovou částí je svalová síla, zejména pro svaly trupu a extenzorů nohou. Vzhledem k malé opoře je vyžadována značná pevnost. Právě svalová síla odpovídá ze velké individuální rozdíly zjištěné ve věku, ve kterém mohou děti samostatně chodit.

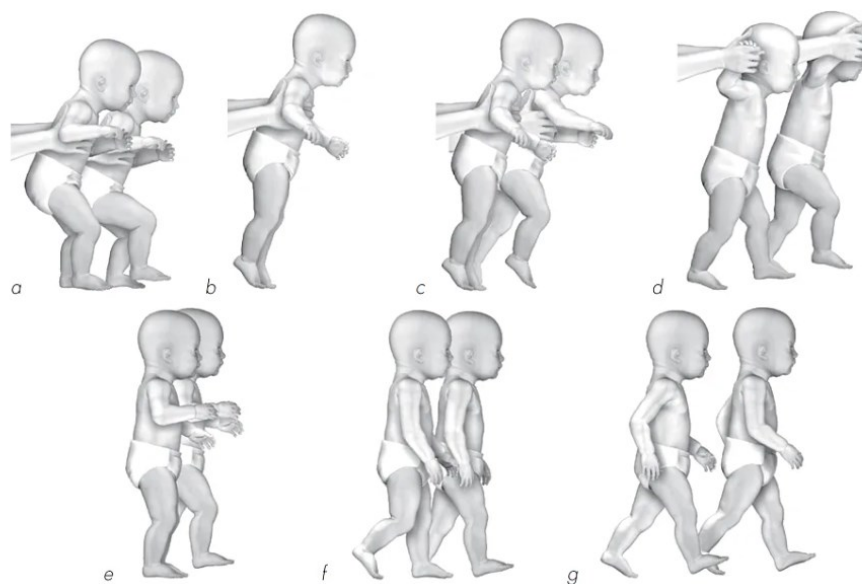
Ploché kroky mizí a jsou nahrazeny standartním vzorem od paty k patě, charakteristickým pro plantigrádní chůzi vyskytující se u dospělých. Dospělou chůzi odlišuje výrazný úder patou před tělo s prsty ve vzduchu, následovaný dotykem špičky se zvednutím paty. (P. Piek, 2005)

Když batolata musí překročit překážku nebo jít po schodech nepřizpůsobí segmentovou koordinaci ke sklonu a výšce povrchu jako dospělí. Toto je v souladu s hypotézou Nikolai Bernsteina, že když se lidé začnou učit nové dovednosti, omezují počet kontrolovaných stupňů volnosti a zjednoduší koordinaci. Batolata často pokládají nohu na překážce nebo na okrajích schodů pravděpodobně jako součást průzkumu prostředí. Bylo zjištěno, že pokud batole nese v rukách větší předmět, pomáhá mu to udržet vzpřímené držení těla a také omezit pády. Prostorové parametry chůze se přizpůsobují pomaleji než časové.

Tělesné proporce se mění dramaticky mění v čase, a to musí vzít v úvahu lokomoční centra, aby byl pohyb segmentu zkalibrován s velikostí těla. (Lacquaniti, 2012)

Každá dolní končetina tráví přibližně 60 % času ve stoji a 40 % ve švihu. Švih paží je považován za nezbytnou součást vzoru chůze dospělých, protože vyvažuje rotaci trupu kolem vertikální osy. Když dítě poprvé chodí, paže jsou obecně zvednuté v poloze, která se nazývá „vysoká ochrana“. Ledebt zkoumal držení paží v raných fázích chůze a poznamenal, že paže zůstaly ve fixní poloze v průměru 10 týdnů. Toto pevné držení bylo považováno za důležité pro stabilizaci držení těla a také pro minimalizaci stupňů volnosti, když se dítě učí této obtížné dovednosti. Po 10týdenním období dítě nakonec začlení informace paží do vzoru chůze. Ne všechny děti však procházejí těmito fázemi. (P. Piek, 2005)

McGraw (1940) identifikoval sedm různých fází, které se u dítěte mění během progresu od novorozeneckého vývoje k osvojení samostatné chůze. Věřil, že reflexy narušují vývoj lokomoce, a proto je třeba je potlačit. Ztráta krokového reflexu je důsledkem nástupu kortikální inhibice subkortikálních oblastí nebo nukleárních oblastí, protože tato fáze souvisí s dozráváním kortikálních center, které ovládají spodní část mozku a páteřní míchy. Bylo však nalezeno jen málo důkazů, které by podpořily myšlenku kortikální inhibice dětských reflexů.



Obrázek 1 – Sedm stupňů vzpřímené lokomoce dle McGrawa a) Reflexní kroková fáze, b) inhibiční nebo statická fáze, c) přechodná fáze, která zahrnuje činnosti, jako je dupání nohou nebo poskakování vestoje a znovuobjevení se krokových pohybů, d) záměrná kroková fáze se vzpřímeným držením těla, e) fáze samostatného kroku označující začátek samostatné chůze, f) progresse paty a špičky, g) dospělý vzor chůze se synchronním švihem paží s opačnou dolní končetinou. (P. Piek 2005, str.130)

Forssberg (1985) tvrdil, že chůze batolat je více digitální vzor než vzor pata-palec, který vidíme u dospělých. Tento vzor je vytvořen centrálními generátory vzorů a je tedy vrožený. Když se krokový vzorec stane neaktivním ve věku kolem šesti až osmi měsíců, navrhl, že to může být způsobeno vyvíjejícím se CNS, zejména eferentním pohybovým systémem. Teprve když dítě začne chodit bez opory, dojde k „postupné transformaci“ směrem k lidskému plantigrádnímu vzoru díky transformaci z centrální generátorů vzorů.

V období dvou let již můžeme vidět začátek chůze přes špičky a děti začnou spouštět ruce dolů. Ve věku tří let se přidá síla v dolních končetinách, vzpřímené držení těla a koordinace končetin. Můžeme také vidět mírnou nestabilitu kolen, kterou lze přičíst ke strukturálním rozdílům v dětské dolní končetině oproti dospělým. Rozvíjí se chůze po schodech nahoru a dolů a ve věku pěti let se začne rozvíjet schopnost skákat a běhat. Díky tomu, jak se jejich neurologický systém neustále vyvíjí, tak se zlepšuje schopnost chůze. (P. Piek 2005)

Střední délka kroku je ve 2 letech 30 centimetrů a zvyšuje se na 50 cm ve věku 6 let. V tomto období probíhá rychlý růst a nabírání hmotnosti. Výška se zvyšuje přibližně o 5 cm za rok a hmotnost se zvýší přibližně o 2 kg za rok. Chůze je velmi ovlivněna velikostí těla i když délka kroku je normalizována. Další změny jako klesající kadence a snížená variabilita chůze jsou považovány za zrání nervového systému. Nejvíce se v tomto věku vyvíjí smyslová integrace. (Sato, 2022)

Ve věku 5-7 let se chůze dětí začne podobat dospělé. V tomto věku děti dosahují většiny vývojových milníků hrubé motoriky. Až v 15 letech bude chůze stejná jako u dospělých. (Johnston, 2014)

2.4 Rozdíl mezi chůzí dítěte a dospělého

Rozdíl mezi chůzí dítěte a dospělého je podle Whittle (2012) tento:

Pro děti platí:

- Základna pro chůzi je širší.
- Délka kroku a rychlost jsou nižší a doba cyklu kratší (vyšší kadence).
- U malých dětí nedochází k došlapu na patu, počáteční kontakt je prováděn ploskou nohy.
- Fáze postoje je velmi krátká, flexe v kolenou je malá.
- Během švihové fáze je celá noha rotována zevně.
- Chybí střídavé švihání paží.

Tyto rozdíly v chůzi dozrávají různou rychlostí. Nejvíce tyto změny probíhají skokově ve věku 2 a 4 let. Doba cyklu, délka kroku a rychlost se s růstem dále mění a kolem 15. roku věku dosahují normálních hodnot pro dospělé.

Většina dětí začíná chodit do 3 měsíců po prvních narozeninách. Předtím i malé děti dělají střídavé krokové pohyby, kdy se pomalu pohybují dopředu, zatímco jsou drženy ve stoje s nohama na zemi. Nejedná se však o skutečnou chůzi, protože je zde malá snaha o přenesení váhy na nohy. (Whittle, 2012)

2.5 Krokový cyklus

Chůze zahrnuje komplexní interakci svalových sil na kosti, rotaci přes více kloubů a fyzické síly, které působí na tělo. Chůze také vyžaduje motorické ovládání a motorickou koordinaci. Mnoho ortopedických a chirurgických postupů je navrženo tak, aby zlepšily chůzi optimalizací kloubních sil, a tím zmírnily nebo předcházely bolesti a zmenšily potřebu energie.

Analýza chůze, prováděná buď jednoduchým pozorováním, nebo trojrozměrnou analýzou s měřením úhlů kloubů (kinematika), kloubních sil (kinetika), svalovou aktivitou, tlakem chodidla a energetikou (měření energie využitě při činnosti), umožňuje lékařům navrhnout postupy přizpůsobené individuálním potřebám pacientů. (Hillman, 2009)

Analýza pohybu, zejména analýza chůze, poskytuje objektivní předoperační a pooperační data pro posouzení stavu daného pacienta. Výsledkem zahrnutí analýzy chůze do léčebných plánů jsou změny v chirurgických doporučeních a v pooperační léčbě. Tato data také přispěla k rozvoji ortotiky a nových chirurgických technik.

Cyklus chůze je definován jako pohyb od zvednutí jedné nohy do úderu paty stejné nohy na podložku.

Stojná fáze začíná úderem paty do podložky a končí odlepením palce. Obvykle trvá asi 62% cyklu. Švihová fáze, která trvá 38 % cyklu začíná odlepením palce od podložky a končí úderem paty na podložku. Vyjádření každé fáze jako procento normalizuje cyklus chůze. (Hillman, 2009)

2.5.1 Stojná fáze

Počáteční kontakt (Heel contact) je označen jako 0%, a následuje položení celé nohy na podložku (foot flat, 8%). Poté je přenášena váha na stejnou končetinu (Mid stance, 30%) a druhá končetina ji mívá. Stojná fáze pokračuje odlepením paty od podložky (Heel off, 30-40%) a je zakončena odlepením palce (Toe off) a to tedy přibližně dokončením 60% cyklu chůze. (Hillman, 2009)

2.5.2 Švihová fáze

V této fázi je dokončeno zbývajících 40% procent cyklu chůze a lze ji popsat ve třech krocích. Počáteční švih (Early swing, 60-75%) je fáze odlepení

palce od podložky do doby středního švihů (Mid swing, 70-85%). Končetina ve švihové fázi má stejnou končetinu. Zakončením cyklu chůze je perioda konečného švihů (Last swing, 85-100%), která trvá až do okamžiku kontaktu paty s podložkou. Poté se celý cyklus opakuje.

Časové parametry zahrnují rychlost, která se udává v centimetrech za sekundu nebo v metrech za minutu. Průměrné 7 leté dítě jde rychlostí 114 cm/s. Dále také zahrnuje kadenci neboli počet kroků za minutu. Průměrné 7 leté dítě ujde 143 kroků za minutu. Rychlost dospělého kolem 40 let věku je 123 cm/s a adence 114 kroků za minutu.

Síly, které působí na tělo a mění jeho pohyb vpřed jsou gravitace, reakční síla od země, svalová síla a hybnost. (Hillman, 2009)

Před samotnou kinematickou analýzou je důležité si probanda náležitě vyšetřit. Kineziologický rozbor před analýzou zahrnuje: měření rozsahů kyčle, kolen, hlezenních kloubů. Dále také svalové a kloubní kontraktury, měření svalové síly, hodnocení spasticity, vyšetření extrapyramidových jevů a zón bolesti. Jakýkoli abnormální neurologický stav by také měl být zdokumentován, protože by to jinak přispívalo k abnormálním datům. V nemocnicích se provádí také rentgenové vyšetření bederní páteře, pánve a dolních končetin včetně rotačního postavení. Pro vyšetřujícího by výsledky rentgenového vyšetření při kinematické analýze měli být k dispozici.

Poté by se před samotným vyšetřením měl pacient projít bez nalepených markerů, aby bylo možné posoudit shift trupu, torzi a lateroflexi pánve, poměr addukce a abdukce kyčle, případně rotaci obou dolních končetin. (Chambers, 2002)

2.6 Klinická kinematická analýza dětské chůze

Děti jsou většinou rutinně indikováni na trojrozměrnou 3D analýzu chůze před plánovanou operací na muskuloskeletálním systému. Mezi děti s diagnózami, které jsou nejčastěji indikovány na analýzu chůze patří: dětská mozková obrna, spina bifida, myopatie, Charcot-Marie-Tooth, kraniotrauma, cévní mozková příhoda, roztroušená skleróza, nekompletní poranění míchy, rozdílná délka dolních končetin spojená s amputací nebo abnormálním vývojem. Další děti bývají odesílány kvůli poruše mobility bez zjevné příčiny v době podrobného

vyšetření. Abychom dosáhli optimálního řešení pro dítě, musíme spolupracovat s odborníky ve zdravotnictví – s fyzioterapeuty, ortopedy, ortotiky, neurology a chirurgy. Snažíme se eliminovat všechna rizika zdravého vývoje dítěte.

Protože fyzioterapeuti jsou edukováni ve funkční anatomii podobně jako ortopedi, mohou díky odborným doporučením pomoci zlepšovat chůzi dítěte. Mohou přispět celistvým přístupem na celkové zlepšení funkce a spolupráci dítěte. Ke kvantifikaci chůze je potřeba připojovat klinické hodnocení trajektorie po celou dobu – je potřeba identifikovat, které parametry jsou modifikovatelné a pro měření odpovídají intervencím v krátkém i dlouhodobém horizontu. (Hillman, 2009)

Je důležité dobře vyhodnotit klinickou analýzu chůze zejména u dětí s dětskou mozkovou obrnou, protože se může použít jako indikace pro jednorázové rozsáhlé chirurgické zákroky nebo pro jiné komplexní poruchy.

Některé poruchy chůze jsou dobře rozeznatelné na první pohled, ale hodně funkčních poruch je skutečnou výzvou pro rozeznání. Praktik musí vzít v úvahu pohyb probíhající na více kloubních úrovních a v různých anatomických rovinách a také polohu trupu vůči dolním končetinám.

Pacienti jsou obvykle pozorováni ve frontální rovině, když jdou směrem k vyšetřujícímu nebo od něj, někdy je místnost dostatečně velká na to, aby na pacienta bylo možné vidět přímo ze strany, což poskytuje informace ze sagitální roviny. Příčná nebo axiální rovina poskytuje informaci o rotacích končetin nebo postavení pánve, pokud je jedna strana před druhou.

Jsou to složité systémy, které pomáhají při zajišťování stability lidského těla a usnadňují pohyb vpřed. Jak popsal John Davids, úkolem odborníků je identifikovat primární odchylky, které jsou způsobeny patologií, jako je poškození centrálního nervového systému, a poté rozpoznat sekundární odchylky způsobené pasivními fyzickými příčinami, jako jsou kontraktury, které se nakonec liší od terciárních kompenzačních pohybů na ipsilaterální straně nebo kontralaterální končetině. (Murphy a kol., 2021)

Analýza chůze je ještě náročnější, když je přítomna porucha pohybu, která má za následek variabilitu polohy končetin a vzorec chůze není důsledně reprodukovatelný.

To je důvod, proč mnozí odborníci chtěli začlenit technologii do analýzy chůze, aby bylo možné objektivněji měřit různé komponenty.

Obvykle před pozorováním charakteristického pohybového vzoru pacienta se provádí osobní anamnéza a fyzikální vyšetření, protože různé stavy se mohou navzájem napodobovat, jako je tomu v případě chůze na špičkách u malých dětí.

Pozorovaný vzorec chůze po špičkách by mohl být způsoben spasticitou způsobenou dětskou mozkovou obrnou, idiopatickou chůzí po špičkách nebo dokonce časným projevem stavu nižšího motoneuronu, jako je Duchennova svalová dystrofie. Rozsah vyšetření a korelace s rentgenovými snímky závisí na tom, co se bude dále dělat se shromážděnými informacemi. Pokud se uvažuje o operaci, pak by vyšetření mělo být podrobnější a často by se měly pořizovat rentgenové snímky.

Běžnou součástí vyšetření zahrnuje měření síly, citlivosti, přítomnosti a závažnosti hypertonie/mimovolných pohybů a posouzení selektivní kontroly motoriky a rovnováhy.

Některé z nich je obtížné získat u malých dětí, takže funkční úkoly, jako je schopnost udělat most vleže nebo nechat dítě kopnout do míče, lze použít k přiblížení síly, rozsahu pohybu (ROM) a dalších měření fyzické zkoušky, které by se jinak nehodnotily. Při vyšetření je třeba také zaznamenat přítomnost kontraktur měkkých tkání, kloubních abnormalit a rotačních deformit. Mnoho dětí má šikmou pánev nebo růstovou asymetrii s postižením začínajícím v dětství, což se u dospělých obvykle nevyskytuje. Nutné je posouzení dítěte, jestli má subluxaci/dislokaci kyčle, která může končetinu funkčně zkrátit, a změřit skutečnou délku nohou. Pokud má dítě velmi výraznou kloubní laxicitu, je třeba si toto také uvědomit. Protože možnosti léčby jsou nyní více přizpůsobeny specifickým pohybovým poruchám a abnormální pohyby musí být popsány musí být popsány co nejpodrobněji a jednotně, je třeba věnovat větší pozornost interpretaci údajů a zprávám o klinickém hodnocení, proto se používá konzistentní terminologie, zejména při popisu formy hypertonie. (Murphy a kol., 2021)

Spasticita zůstává nejčastější abnormalitou svalového tonu u pacientů s DMO, ale mnoho dětí má přítomnou více než jednu formu hypertonie.

Mezioborová skupina odborníků formalizovala definice různých forem hypertonie pozorované u dětí, včetně spasticity a dystonie, aby zdravotníci napříč obory mohli pacienty popsat přesněji a následně postupovat tak, aby odlišili jednu skupinu pacientů od druhé v průběhu času a v reakci na léčebné intervence.

Přístup k analýze chůze z pohledu toho, co je kriticky potřeba, aby chůze byla plynulá a efektivní, nám pomáhá rozpoznat, kdy chybí kritické rysy, a objasňuje negativní dopad této absence na celkový výkon chůze. V závislosti na klinickém scénáři a informacích potřebných k vedení léčby může být analýza chůze provedena během rušného klinického sezení jednoduše vizuálním pozorováním pomocí videozáznamů pacientů v ustáleném stavu chůze v anatomicky vyrovnaných rovinách pohybu. K překlenutí mezery mezi subjektivními popisy chůze a formální instrumentální kinematickou analýzou nyní existuje mnoho levných „aplikací založených na natočení videa“, včetně Dartfish, Hudl a Coachs Eye, které umožňují dvourozměrné (2D) záznamy chůze a dalších funkčních aktivit, jako je např. jako běh a házení. Pokud je metoda zaznamenávání informací standardizovaná, pak lze tento přístup opakovat sériově, aby se přibližně změřily změny v čase. (Murphy a kol., 2021)

Na některých klinikách a v mnoha ortotických zařízeních jsou komerčně dostupné přenosné podložky s tlakovými senzory používanými v klinických a výzkumných oblastech, které pomáhají s výpočtem délky kroku a současně se znázorňováním progresu chodidla. Příkladem tohoto nastavení je analytický systém chůze ProtoKinetics Zeno Walkway Gait. Pro „jemné doladění“ ortézy kotníku (AFO) nebo pro objektivní měření základních časově-prostorových parametrů chůze, jako je rychlost chůze, kadence, délka kroku, doba cyklu a časová asymetrie chůze, postačí tyto záznamy. Pokud odborník rozumí, že informace jsou založeny pouze na umístění chodidla a necharakterizují pohyb proximální končetiny a další klíčové komponenty poskytované přístrojovou analýzou chůze.

Tradiční 3D optické snímání pohybu společné pro přístrojovou kinematickou analýzu se obecně používá k hodnocení těchto systémů. Zůstává zlatým standardem pro měření 3D kinematického pohybu.

2.7 Časově-prostorové vlastnosti a zrání chůze

Hlavním cílem lokomoce je účinně pohánět tělo dopředu. Nejpřirozenějším způsobem, jak člověk splní tento úkol, je použít bipedální způsob chůze, kde se základna opory střídá mezi dolními končetinami. Inman popsal cyklické změny oporné funkce každé nohy a existenci období přenosu, kdy jsou obě chodidla na zemi, jako základní rysy normální lokomoce. Jeden úplný cyklus chůze nebo krok zahrnuje časové úseky (stoj / švih) a časové události spojené s kontaktem nohy / podlahy, které nutně vyplývají ze změny opěrné končetiny. Časové události jsou specifické okamžiky v čase, které rozdělují cyklus chůze do oddělených časových úseků s konečnou dobou trvání a jsou identifikovány zastavením. (Hillman, 2009)

Cyklus obvykle začíná, když se jedna noha dostane do kontaktu s povrchem (počáteční kontakt) a končí, když ta samá noha znovu udeří. Toto je funkční definice kroku. Použití takové konvence umožňuje, aby byl krok časově normalizován, kde je konkrétní umístění kroku vyjádřeno jako procento celkového cyklu nebo periody kroku. Časová normalizace zařízení cyklu chůze porovnává subjekty s různou délkou kroku, periodou kroku a rychlostí chůze na stejném měřítku. Časové úseky a časové události se vztahují k ipsilaterální straně. Pokud je vzorec chůze pacienta normální, krok by byl ze své podstaty cyklický a symetrický, se stejnými časovými úseky na každé straně. Terminální kontakt rozděluje cyklus chůze na období stoje a švihu. Typicky doba postoje představuje 60 % celkového cyklu chůze a perioda švihu zbývajících 40 %.

Období postoje zahrnuje dva intervaly dvojitě podpory končetinami při přechodech stojné a švihové fáze, z nichž každý trvá přibližně 10 % až 12 % cyklu chůze při typických rychlostech chůze. Ty jsou obecně popisovány jako počáteční a konečná dvojitá opora, ale mohou být také identifikovány v souvislosti s obdobím stoje přední končetiny s pravou nebo levou končetinou. Trvání období opory dvěma končetinami se snižuje se zvyšující se rychlostí chůze a dosahuje nuly v okamžiku zahájení běhu. Časový interval mezi počáteční a dvojitou podpurnou dobou je definován jako jedna oporná doba a je stejně dlouhý jako je doba švihu protějšší končetiny.

Za předpokladu normální symetrie je jakékoli snížení opory dvou končetin spojeno s úměrným prodloužením doby opory jedné končetiny, ale protože opora jedné končetiny vždy odpovídá periodě kontralaterálního švihu, celková doba stoje se snížila a dosáhla 50 % na začátku běhu. Když dvojitá opora končetin dosáhne nuly, jsou primární časové události obou končetin – úder do nohy (počáteční kontakt) a došlap (koncový kontakt) reprezentovány ve stejném časovém rámci, lze snadno ilustrovat trvání každého časového období. Tyto obecné termíny pro časové události jsou použitelné bez ohledu na patologii chůze. (Pomarino a kol., 2016)

Všechny tyto charakteristiky chůze dospělých se u většiny dětí objevují před třetím rokem věku, navíc rychlost chůze, délka kroku, jednoduchá opora a poměr rotace pánve a šířky kotníku se lineárně zvyšují s rostoucím věkem, přičemž k největším změnám dochází během prvních čtyř let života. Kadence se výrazně snižuje mezi 1. a 2. rokem věku, poté se postupně dále snižuje. Do 4 let věku se vzájemný vztah mezi rytmem tempa a mírou vzdálenosti ustálí, ačkoli délka kroku a rychlost chůze se s rostoucí délkou nohy nadále zvyšují. (Pomarino a kol., 2016)

Svalové fázické změny u raných chodců jsou obecně charakterizovány prodlouženými obdobími aktivace a následnými delšími obdobími kokontrakce agonisty a antagonisty v okolí kloubů dolních končetin, což je pravděpodobně způsobeno neurologickou nezralostí spojenou s neúplnou myelinizací. Navzdory těmto rozdílům souvisejícím s věkem, které přetrvávají až do kosterní zralosti, jsou základní rysy a časoprostorové vztahy parametrů spojené s normálním, opakovaným cyklem chůze vytvořeny do 4 let věku. Z tohoto důvodu lze asymetrii zjištěnou pomocí časoprostorových měřítek použít jako indikátor patologie chůze u dětí i dospělých. Protože normální chůze by měla být cyklická a symetrická, může být existence i malé variability mezi jednotlivými kroky známkou patologie chůze. (Pomarino a kol., 2016)

Chůze je nejvíce variabilní u batolat, ale postupně se stabilizuje a vývoj se ukončí, jakmile dítě dospěje. Hausdorff a jeho spolupracovníci prokázali, že variační koeficient doby kroku u typicky se vyvíjejících dětí ve věku 3 až 4 let je přibližně 6 %, ale u dětí ve věku 11 až 14 let se snižuje na 2 %. U starších dospělých je zvýšená variabilita spojena se zvýšeným rizikem pádu, přičemž

variabilita rychlosti je jediným a nejlepším prediktorem pádů. Tyto příklady poskytují další důkazy o významu cyklického a symetrického vzorce chůze a o tom, jak mohou být odchylky v symetrii a dobách cyklů odrážející se v časoprostorových parametrech chůze spojeny s patologií chůze. (Pomarino a kol., 2016)

Vzor chůze je naučený proces, který je určen několika faktory prostředí. Dítě rozvíjí samostatnou chůzi od 12 až 15 měsíců, i když chůze je zpočátku nestabilní. Během druhého roku dítě zvládá první samostatné kroky, i když s obtížemi s rovnováhou. Kromě toho, během prvních let dětství, se rozvíjí schopnost chůze na delší vzdálenosti s menším počtem pádů a opora se začíná zmenšovat. K 5. až 7. roku se chůze a začíná se podobat chůzi dospělých. V některé literatuře se objevuje tvrzení, že se dětská chůze začíná podobat chůzi dospělých kolem 7. roku života. V případě této studie bylo zjištěno, že fyziologická chůze se stále mění až do věku 10 nebo 11 let. Po dosažení věku 11 let se vzor chůze stává stabilnější a dochází k menším změnám chůze.

Bylo zjištěno, že během švihové fáze jsou hodnoty chůze nižší než u dospělých. Schopnost chůze se mění s časem, jak se motorické dovednosti dítěte rozvíjejí a chůze se stává pomalejší, kontrolovanější a stabilnější. V literatuře bylo zjištěno, že během prvních let dětství jsou vzorce chůze velmi nestálé a nejednotné a nevyrovnané. (Pomarino a kol., 2016)

Zralost chůze se tedy nejlépe posuzuje podle následujících pěti znaků, které Sutherland nazývá determinanty zralé chůze. Je to doba trvání jedné opory, rychlost chůze, kadence, délka kroku a poměr rozpětí pánve k rozpětí kotníku (poměr kotníku a pánve). Poměr kotníku a pánve patří mezi antropometrické parametry, které se týkají zvýšené abdukce kyčle a širší základny opory, které jsou běžné u nezralé chůze. K největším změnám dochází během prvních 4 let života. Z tohoto důvodu může asymetrie detekovaná pomocí časoprostorových měření být použita jako indikátor patologie chůze u dětí i dospělých. (F. Harris, 2000)

2.7.1 Síly v přední části chodidla

Někteří autoři uvádějí, že plantární tlaky jsou u dětí nižší než u dospělých, protože děti váží méně než dospělí. Tyto autoři vysvětlují, že valgozita kolene dětí

vyvíjí větší tlak na hlavice prvního metatarzu, což má za následek pronaci chodidla. Kolem 6 let věku, je rozložení tlaku u dítěte podobné jako u dospělých, protože plantární klenba je správně rozložena a tvarována. Nicméně proces osifikace dětské nohy je méně rozvinutý a nezralejší než u dospělého. V této studii bylo zjištěno, že síly v přednoží se zvyšují s věkem. (Hillman, 2009)

2.7.2 Rotace dolních končetin z vnější do vnitřní rotace

Bylo zjištěno, že vnitřní rotace se zvyšuje s věkem. V prvních letech dětství jsou chodidla rotována zevně. Když děti začnou chodit, vykazují zevní vzor rotace chodidel, který jim pomáhá udržovat rovnováhu. S chůzí se chodidlo z vnější rotace mění na neutrální. Proto dochází k vnitřní rotaci chodidla směrem dovnitř. Nebyla nalezena žádná literatura, která by tento jev popisovala. Děti ve věku 10 let mají délku kroku 4krát delší než prvních dvou letech života a děti ve věku 8 let mají krok 3krát delší než v prvních letech života. Faktory, jako jsou delší končetiny a změny v kloubním aparátu k této změně přispívají.

2.8 Funkční předpoklady chůze

Inman a kolegové věřili, že minimalizace vertikálního a horizontálního pohybu těžiště by maximalizovalo efekt chůze, protože zbytečné zvedání a snižování těžiště by bylo z hlediska potenciální energie plýtvání. Za poslední 50 let se však zjistilo, že zlepšená přesnost a časové rozlišení kinematických měřících přístrojů odhalilo problémy s načasováním. Zjistilo se, že v případech delších kroků jsou větší posuny těžiště a nemusí to nutně souviset se sníženou efektivitou chůze.

Inman popsal dvě základní funkční náležitosti chůze. Jsou to reakční síly země, které podírají tělo a periodický pohyb každé nohy vpřed z jedné polohy podpory do druhé. Tyto základní rysy vedou k periodickému cyklu chůze.

Jacquelin Perry rozpoznala, že fyzické požadavky na podepření těla proti gravitaci se lišily v závislosti na tom, zda končetina ve fázi stoje snesla počáteční náraz nebo zda pokračovala v přenášení hmotnosti těla během jedné podpory. Podle ní má tedy chůze tři funkční úkoly: přijetí váhy, podpora jedné končetiny a předsunutí švihové končetiny. Fyzické nároky jsou nižší pro podporu jedné končetiny a to i přesto, že pouze jedna noha má zodpovědnost za podepření tělesné hmotnosti, udržení stability celého těla a omezení dopředné hybnosti.

Stabilitu zajišťuje vazivová struktura kolene a rovnováha síly v kyčli při pohybu tělesné hmotnosti dopředu.

Winter charakterizoval chůzi jako extrémně složitý úkol motorických schopností, který vyžaduje tři prvky: podporu koordinace, aby se zabránilo kolapsu proti gravitaci, kontrolu rovnováhy hlavy, paží a trupu a bezpečný koordinovaný pohyb dolních končetin během švihu pro minimální vůli chodidla a jemný kontakt s patou. (F. Harris a kol., 2000)

2.9 Specifika sportovní přípravy dětí

Sportovní příprava dítěte znamená, že dítě má fyzické, duševní i sociální dovednosti, aby splnilo požadavky sportu. Je důležité si uvědomit, že děti se vyvíjejí různým tempem.

Do 6 let nemá většina dětí základní pohybové dovednosti pro týmový sport. Rovnovážné schopnosti a schopnost soustředit se je omezena. Zrak není úplně zralý. Děti v tomto věku mají krátkou dobu pozornosti a nejlépe se učí, když mohou zkoumat, experimentovat a kopírovat ostatní. Rodiče v tomto věku mohou být dobrými vzory.

V tréninku musí převládat herní princip a soutěživost. Trenéři děti vedou od spontánního pohybu k systematické sportovní přípravě včetně norem a chování ve sportu. Negativní hodnocení od trenéra může dítě velmi demotivovat.

V 6 letech jsou nejvhodnější sporty, které rozvíjí základní pohybové dovednosti jako běh, plavání, fotbal, baseball, tenis, gymnastika. Sporty, které vyžadují komplexní zrakové a motorické dovednosti, rychlé rozhodování a detailní strategie či týmovou spolupráci (fotbal, basketbal, hokej, volejbal) budou v tomto věku obtížné. Pravidla by měla být flexibilní, aby podporovala úspěch, akci a účast. Sport by se měl soustředit na komplexní rozvíjení motorických dovedností než zaměření na vítězství. Vybavení a pravidla by měla být vhodná i pro menší děti. Důležité je také časté střídání pozic.

Ve věku 10 až 12 let je většina dětí připravena na složitější sporty. Mají kognitivní schopnosti brát sporty, které vyžadují komplexní motorické dovednosti, týmovou práci a strategii. Dramatické rozdíly nastávají v pubertě. Pokud je to možné, tak by zejména chlapci měli soutěžit s chlapci se stejnou

fyzickou zdatností. Některé děti dospívají později ale nemělo by to být bráno jako nedostatek schopností. Růstové spurty mohou také dočasně ovlivnit koordinaci a rovnováhu. (Baker a kol., 2009)

2.10 Prevence zranění (strategie tréninku) ve sportu mládeže

Sport má výhody v dětské vývoji hlavně v rozvoji většího sebevědomí, rozvoji motoriky, socializace, týmové práce, soutěživosti a snížení stresu, zároveň je hlavní příčinou zranění u mládeže. Zranění ve sportu nepříznivě ovlivňuje budoucí sportování a tím pádem i zdraví. Sportovní zranění může vést u dětí k nadváze/ obezitě nebo posttraumatické artróze. Odhadovaná incidence zranění u sportující mládeže je 35 zranění/ 100 dětí ročně. Nejvyšší míra zranění se uvádí u kolektivních sportů jako lední hokej, rugby, basketbal, fotbal a florbal. Jsou to především úrazy dolních končetin – nejčastěji výrony kotníku, poškození vazů v koleni a kotníku, zlomeniny femuru a vykloubení kyčelního kloubu.

V mládí je nemožné odstranit všechna rizika zranění ve sportu ale strategie prevence zranění mohou snížit počet zranění a jejich závažnost. Neuromuskulární tréninkové strategie snižují počet zranění ve sportu. Tyto strategie zahrnují více složek jako je např. trénink rovnováhy a obratnosti, síly a propriorecepce. Preventivní účinek strečinku na zranění dolních končetin napříč mnoha sporty nebyl prokázán. Snížení incidence zranění bylo ještě zjištěno, pokud do neuromuskulárních tréninkových strategií byly zařazeny ještě skoky a plyometrický trénink. (Emery a kol., 2015)

2.11 Brzká sportovní specializace

Rodiče a trenéři kladou důraz na rozvoj specifických dovedností, vítězství a houbou za elitním postavením. Kladou důraz na schopnost konkurence. Tréninkové a herní plány mladých sportovců odpovídají vysokoškolským sportovcům. Narůstají tlaky a časová náročnost na děti menší 12 let věku. Brzká sportovní specializace je intenzivní trénink v jednom sportu po celý rok. Je ale nezbytná brzká sportovní specializace k dosažení elity? Co brzká specializace spojená s úrazy? Brzká sportovní specializace má kořeny na atletických olympiádách komunistických východoevropských zemí.

Padaki a kolektiv (2010) studovali 201 rodičů mladých sportovců z New Yorku ve snaze identifikovat faktory, které ovlivňují brzkou sportovní specializaci. Polovina rodičů očekávala, že jejich dítě bude hrát vysokoškolský nebo profesionální sport a 57 % rodičů povzbudilo jejich dítě hrát nebo soustředit se na jeden sport. Studie zjistila, že rodiče mohou nepřímo ovlivnit specializaci mladého sportovce. Důležité také je, jak moc trenér tlačí na výkon. Autoři také zjistili, že to může vést k sociální izolaci mladých sportovců, protože v týdnu často trénují obden. Také se zjistilo, že brzká specializace vede k syndromu vyhoření – projevují se příznaky chronického stresu sportovce, který nemůže splnit nároky na hraní v konkrétním sportu. Zásadní roli hraje také přetrénování – to může vést k depresi, vzteku a frustraci. Autoři dále zjistili, že pokud sportovci věnovali sportu více hodin týdně, než byl jejich chronologický věk, tak s větší pravděpodobností ohlásili úraz.

S výjimkou sportů jako gymnastika nebo krasobruslení, které mají brzký výkonnostní vrcholný věk, neexistuje žádný pádný důkaz o tom, že je pro většinu sportů nezbytná brzká sportovní specializace. Říká se, že správné načasování sportovního začátku je to nejdůležitější. Správné načasování závisí na sportu a sociální a tělesné vyspělosti daného jedince. Ve sportovní medicíně je důležité zaměřit se na to, jak minimalizovat riziko zranění a podporovat celoživotní fyzickou aktivitu a radost ze sportu. (Popkin a kol., 2019)

2.12 Preference strany ve sportu

Lateralita je převládající použití jedné strany symetrických částí těla k provádění konkrétních akcí. Můžeme ji vidět při preferovaném použití jedné ruky, nohy, oka nebo ucha a to i v rotačním směru. Podle odborné literatury může být lateralita nejčastěji studována v asymetrickém motorickém chování člověka. Bondi et al., 2020 uvádí prevalenci leváctví u dětí kolem 10%. Lateralita je důležitá pro kognitivní rozvoj, protože souvisí s lepším rozvojem jazyka a rozvojem motorických dovedností. Výběr strany je důležitý pro sportovní výkon dětí jako např. házení nebo driblování míčem. Lateralita hráče také hraje významnou roli při identifikaci a výběru talentů zejména v týmových sportech. Je ale potřeba poznamenat, že lateralita je částečně specifická pro daný úkol. Autora zajímalo, zda je výběr lateralitě specifikován pro danou konkrétní sportovní

aktivitu. U jednostranných sportovních aktivit děti preferovaly více pravou stranu, u oboustranných jako je např. držení hokejky děti preferovaly spíše levou stranu. Děti leváci však nejsou pro sportovní aktivity tolik jednoznačně vyhraněné jako praváci. Leváci více preferují pravou stranu. Je nutné ale poznamenat, že lateralita se u dětí vyvíjí od 6 do 15 let věku. (Díaz-Pereira a kol., 2021)

2.13 Zranění ve florbale juniorů

Florbal je týmový sport, který se stal velmi populárním v Evropě a je také jedním z nejoblíbenějších týmových sportů mezi mládeží. Florbal je forma hokeje hraná v interiéru na hřišti (20x40m) obklopeném nízkou zídou. Hráči používají florbalové hokejky z grafitových směsí ke střelení gólů s dutým plastovým míčkem s důlkou. Družstvo se obvykle skládá z 15-20 hráčů a na hřišti je současně 6 hráčů (brankář a pět hráčů v poli). Hraje se 3x po 20 minutách. Brankář nosí helmu a chrániče, ale ostatní hráči obvykle nenosí žádnou ochranu nebo pouze ochranu očí. (Leppanen a kol., 2015)

Pohybové vzorce hráčů v poli zahrnují běh ve více rovinách pohybu. Náhlé zrychlení, zpomalení, časté změny směru a manipulaci s holí a míčem během běhu.

Jedním z nejvážnějších sportovních úrazů juniorských florbalistů je ruptura předního zkříženého vazů kolene (ACL), která vede často k dlouhodobé absenci ve sportu a zvyšuje riziko degenerativního onemocnění kloubu. Zranění ACL je ve florbalu vysoké zejména mezi dívkami. Dále je také hodně časté zranění laterálního vazů hlezenního kloubu, která se stávají v bezkontaktní situaci na dominantní dolní končetině. Zranění se nejčastěji stanou v situaci změny směru (rotace těla) nebo náhlém zastavení (21 % všech sledovaných zranění).

Neuromuskulární a proprioceptivní trénink se ukázaly jako účinné při snižování rizika, jak prvního, tak opakujícího se zranění kolenního kloubu. (Pasanen a kol., 2018)

Zvýšená valgozita a snížená flexe kolenního kloubu během sportovních tréninků a zápasů jsou spojeny se zvýšenou zátěží kloubů, vazů a šlach a mohou přispívat k akutní i chronickým zranění kolenního kloubu jako je např. patelofemorální syndrom.

Podle další studie dle Leppänen (2017) ke zranění předního zkříženého vazů (ACL) vede také zvýšená extenze kyčle, zevní rotace při flektovaném kolenu nebo omezený rozsah plantární flexe v hleznu, který může vést ke snížení absorpce reakčních sil od země, které budou následně přenesena do kolena. V současnosti ale neexistují žádné screeningové testy, které by byly schopné predikovat ACL zranění. Tyto významné parametry byly analyzovány zejména při 3D kinematické analýze vertikálních výskoků.

Nejčastějšími zraněními z přetížení u juniorů byli bolesti a zranění v oblasti bederní páteře, pánve (39 %) a také kolene (34%). Zranění z přetížení jsou běžná a často omezují normální trénink a hraní na dlouhou dobu. Opakované přetěžování těla může v některých případech vést k poruchám růstu a deformitám. Ohledně zranění u mladých sportovců zatím existuje málo studií. Úrazy z nadměrné zátěže jsou běžné ve vytrvalostních a technických sportech. Je potřeba strategicky snižovat zranění a sledovat tréninkovou zátěž. Zatímco dospívající sportovci rychle zvyšují svalovou sílu, tuhost šlach, tak tomu neodpovídá průřezová plocha dané šlachy, a to může predisponovat sportovce ke zranění šlach. Bolesti úponových šlach a související problémy se šlachami jsou běžné v mládežnických kolektivních sportech, které zahrnují nárazové pohyby jako rychlé zastavení v běhu nebo přistání po výskoku.

Ve florbalu může být věrohodným vysvětlením nízká herní pozice, která způsobuje namáhání zad v oblasti bederní páteře. (Leppänen, 2015)

Florbal je tedy sport zatěžující celé tělo obzvlášť dětského sportovce a proto budu ve své diplomové práci zkoumat asymetrie při 3D kinematické analýze chůze systémem Qualisys Motion Capture.

Analýza 3D pohybu založená na markerech má také své omezení. Kinematické výpočty jsou vysoce závislé na umístění markerů. Markery mohou být také ovlivněny pohybem měkkých tkání.

2.14 Symetrie chůze

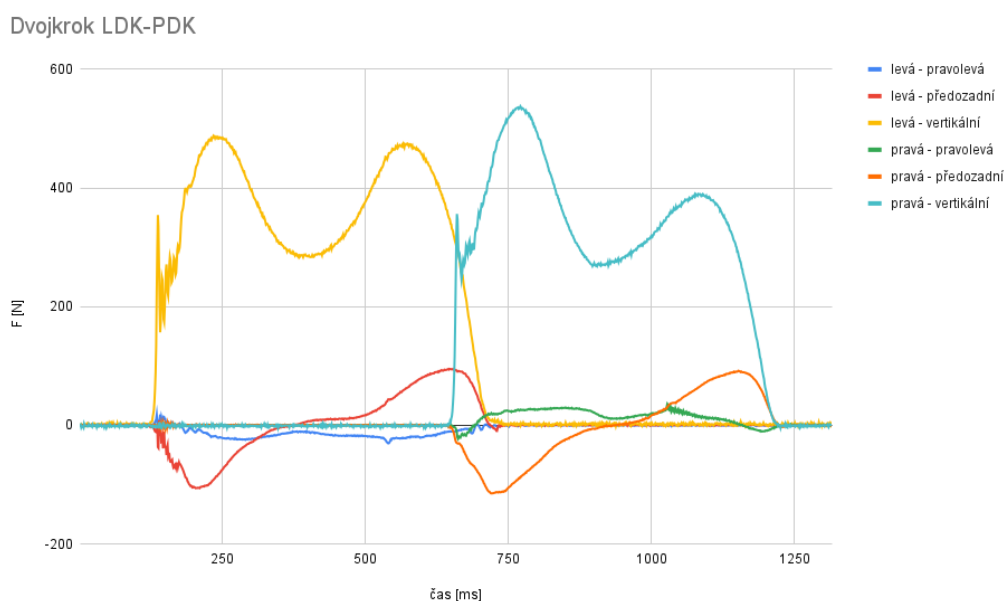
Symetrický vzor chůze je charakterizován téměř totožným chováním bilaterálních končetin během cyklu chůze. Tato symetrie je obvykle ohrožena v důsledku přítomnosti bolesti nebo poškození centrálního nebo periferního nervového systému. Postupem času přetrvávání vzoru asymetrické chůze může

pacient predisponovat k rozvoji další muskuloskeletálních problémů. Často se také symetrie chůze zkoumá u poranění předního zkříženého vazů kolenního kloubu (ACL). Tyto asymetrické kompenzace mohou ovlivnit biomechanické parametry jako je rychlost chůze, rovnováha a energetická náročnost chůze.

Po proběhlém onemocnění je potřeba chůzi opakovaně trénovat a zaměřit se na její symetrii pomocí vizuální a proprioceptivní zpětné vazby v reálném čase, kdy se mohou upravit časoprostorové parametry jako je délka kroku.

Symetrii chůze je potřeba porovnávat individuálně na základě dat cyklu chůze daného jedince.

2.15 Popis cyklu chůze pomocí reakčních sil od země



Obrázek 2 – Popis jednoho cyklu chůze pomocí Reakční sil od země (Ground reaction force). Má složky vertikální, předozadní (anterior-posteriorní) a pravolevou (mediolaterální). Zdroj: vlastní měření, proband VH

K popisu cyklu chůze můžeme také použít reakční síly od země (ground reaction force - GRF). Obrázek zobrazuje vertikální, anterior-posteriorní a medio-laterální složku v sagitální rovině jednoho cyklu chůze. První vrchol vertikální složky je doba iniciálního kontaktu paty s podložkou. GRF je zpočátku umístěna za kotníkem a tvoří plantarflexní moment. Během odezvy na zátěž pokračuje moment plantární flexe v hleznu a dorziflexory musí tomuto momentu odolávat, aby se zabránilo pádu. Během středního stoje se GRF pohybuje dopředu, takže v terminální fázi stoje vzniká moment dorzální flexe v hleznu. Pohyb plantární

flexe v hleznu je vytvářen koncentrickou kontrakcí plantárních flexorů, což pomáhá pohánět končetinu dopředu.

Ve fázi stoje je velikost vertikální složky větší než tělesná hmotnost, ale uprostřed je menší než tělesná hmotnost v důsledku zrychlení těžiště těla. Velikost vertikální složky se mění v průběhu cyklu chůze. Při normální chůzi jsou velikosti dvou vrcholů přibližně stejné. Vertikální složka však převyšuje tělesnou hmotnost ve stejné fázi. Druhý vrchol je doba odrazu palce nohy od podložky.

Anterio-posteriorní složka zahrnuje vrchol brždění a poté zrychlení. Opticky je ale mnohem kratší než vertikální složka síly. (Webster a kol., 2019)

3. Cíle, úkoly práce a hypotézy

Cíle:

Provedení kinematické analýzy chůze u dětí 7-13 let, které se věnují intenzivní sportovní přípravě (florbalu) a dětí, které intenzivní sportovní přípravě nevěnují.

Provedení kinematické analýzy úhlových parametrů dětské chůze.

Analyzovat odlišnosti v úhlových parametrech krokového cyklu u dětí, které se věnují intenzivní sportovní přípravě (florbalu) a dětí, které se intenzivní sportovní přípravě nevěnují.

Posoudit souvislosti mezi vybranými vyšetřeny kineziologickými a anamnestickými údaji a naměřenými kinematickými parametry u dětí 7-13 let.

Vědecké otázky:

1. Má intenzivní sportovní příprava (florbal) vliv na efektivitu chůze během krokového cyklu?
2. Má intenzivní sportovní příprava (florbal) vliv na rozsah pohybu hlezna a rotace pánve a ramen během krokového cyklu?
3. Existuje souvislost mezi vybranými vyšetřovanými kineziologickými a anamnestickými údaji a naměřenými kinematickými parametry?

Následující hypotézy jsou všechny popsány jako nulové (tedy, že není očekáván rozdíl mezi kontrolní a testovanou skupinou) z důvodu statistického zpracování, které bude popsáno dále.

Hypotézy:

1) Má intenzivní sportovní příprava (florbal) vliv na efektivitu chůze?

H1: Není statisticky významný rozdíl v časoprostorových parametrech (rychlost, délka kroku) během krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině.

H2: Není statisticky významný rozdíl v síle tvrdosti došlapu během stejné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

H3: Není statisticky významný rozdíl v síle odrazu během stejné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

2) Má intenzivní sportovní příprava (florbal) vliv na rozsahy pohybu hlezenního kloubu a rotace pánve a ramen během krokového cyklu?

H4: Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu v sagitální rovině během stejné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině.

H5: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině během stejné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

H6: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu rotace ramen v transverzální rovině během krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

4. Metodika práce

V teoretické části se zabývám charakteristikou chůze dětí, lidské lokomoce a možností jejího měření. V experimentální části bylo provedeno biomechanické měření chůze dětí a byla porovnávána chůze u dětí 7-13 let, které se věnují intenzivní sportovní přípravě (florbalu) a dětí, které intenzivní sportovní přípravě nevěnují. Cílem je analyzovat odlišnosti v úhlových parametrech krokového cyklu u dětí, které se věnují intenzivní sportovní přípravě (florbalu) a dětí, které se intenzivní sportovní přípravě nevěnují a také posoudit souvislosti mezi vybranými vyšetřenými kineziologickými a anamnestickými údaji a naměřenými kinematickými parametry u dětí 7-13 let a porovnat je s literárními normami.

Všechny testované osoby a jejich zákonní zástupci byli seznámeni s průběhem a podstatou měření a měření se uskutečnilo v prosinci 2022 a lednu 2023.

4.1 Popis výzkumného souboru

Výzkumu se zúčastnilo 33 dětí ve věku 7-13 let, kteří v testované skupině jsou závodními sportovci a mají platnou zdravotní prohlídku. Probandi v kontrolní skupině nejsou závodními sportovci. Výzkumného projektu se nezúčastnili jedinci s mentálním deficitem, s rizikem epileptického záchvatu, se závažným neurologickým a jiným onemocněním či ve stavu akutní dekompenzace chronickým, zejména infekčním onemocněním, dále pak jedinci s bolestivými stavy či zraněními pohybového aparátu, které by znemožňovaly provedení přirozené chůze daného jedince a jedinci v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Rodiče pro účast jejich dětí ve výzkumu jsem oslovila v TJ Tatran Střešovice, z. s., oddíl florbalu Praha 6 (testovací skupina) a v dětské volnočasové všestranně rozvíjející organizaci Junák – český skaut, středisko Pplk. Vally Praha, z. s. (kontrolní skupina). Tato organizace není sportovní klub. Rodiče dětí jsem oslovila prostřednictvím emailové adresy po domluvě s vedením organizací.

4.2 Použité metody

Cílem této diplomové práce je snaha charakterizovat dětskou chůzi pomocí 3D kinematické analýzy pomocí kamerového systému Qualisys a silových desek Kistler a zjištěné údaje porovnat s literárními normami.

Během měření nebylo použito žádných invazivních metod. 3D kinematická analýza byla snímána pomocí kamer a silových desek Kistler. Měření experimentu bylo provedeno v laboratoři BEZ na UK FTVS pod vedením pana inženýra Kubového. Přístroje použité k realizaci měření byly zdarma zapůjčeny fakultou a obsluhovány pod dohledem specialistů. Probandi se měření zúčastnili dobrovolně a bez nároku na honorář.

Každý účastník a jeho zákonný zástupce také vyplnil dotazník se základními informacemi (jméno a příjmení, pohlaví, věk, výška, váha, jak často se věnuje sportu a zápasům, zda měl v průběhu dětství nějaké zranění, vývoj chůze v dětství, používání ortopedických pomůcek, návštěva fyzioterapie (z jakého důvodu), jaké provádí kompenzační cvičení a zda se věnuje nějakému kompenzačnímu sportu). Účastníci byly poučeni o všech souvislostech a rizicích s výzkumem spojených a jejich zákonní zástupci podepsali informovaný souhlas.

Před kinematickou analýzou bylo také každé dítě vyšetřeno pomocí kineziologického rozboru za přítomnosti zákonného zástupce. Poté jsem na každého probanda nalepila markery na přesně dané anatomické body z mapy softwaru Qualisys Plug in Gait.

4.2.1 Anamnestické a kineziologické vyšetření probandů

U dětí byly odebrány anamnestické údaje formou dotazníku a provedeno kineziologické vyšetření. Pomocí dotazníku jsem sesbírala informace o zdravotním stavu dítěte, se zaměřením na pohybový aparát, a o frekvenci sportovního tréninku.

Kineziologický rozbor zahrnoval vyšetření stoje, stability stoje, vyšetření nožní klenby, vyšetření pánve, palpaci reflexní změn – zaměřené na DKK a oblast trupu, rozsah pohyblivosti páteře, vyšetření pasivní a aktivní hybnosti kloubů, vyšetření zkrácených svalů DKK, funkční délky DKK a nejčastějších pohybových

stereotypů DKK, vyšetření hypermobility a také palpaci vybraných svalů – m. erector spinae, m. piriformis, m. quadriceps femoris, m. triceps surae.

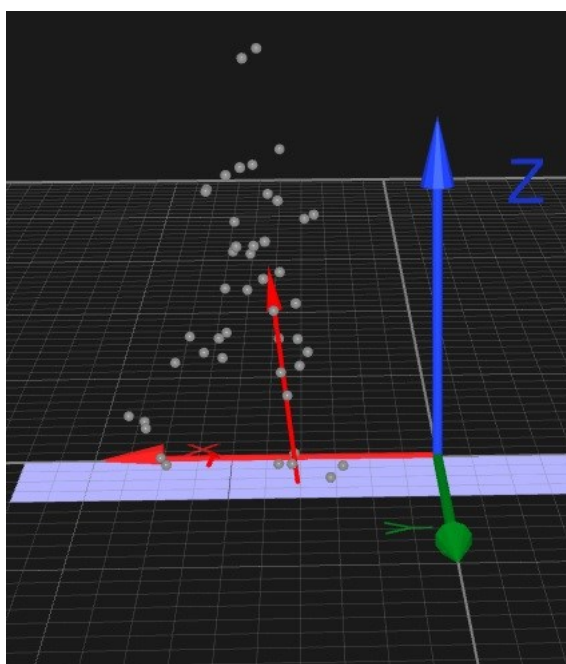
4.2.2 Příprava probanda na kinematické vyšetření chůze

Před samotným měřením byla na analyzovaných probandech vyhledána důležitá anatomická místa, která po nasnímání umožňují zobrazit v počítači model lidského těla.

Poté bylo na tato místa na kůži připevněno 46 markerů, které slouží k definování segmentů lidského těla z mapy softwaru Qualisys Plug in Gait.

4.3 Sběr dat – časový rozvrh, vedení a podmínky sběru dat

Měření bylo provedeno v místnosti v laboratoři BEZ (biomechaniky extrémní zátěže) UK FTVS během 3 dnů v odpoledních hodinách 5.12.2022, 12.12.2022 a 10.1.2023. Během jednoho dne bylo naměřeno maximálně 10 probandů, z důvodu časové náročnosti kineziologického rozboru a nalepování 46 pasivních markerů na každého probanda. Potřebné hodnoty byly naměřeny pomocí přístroje Qualisys Motion Capture System - optoelektronického automatizovaného systému pro 3D kinematickou a dynamickou analýzu pohybu s nastavenou vzorkovací frekvencí 1000 Hz. Přístroj Qualisys byl zapůjčen laboratoří BEZ (biomechanika extrémní zátěže) UK FTVS a obsluhoval jej laborant sportovní motoriky FTVS. Součástí přístroje bylo 8 infračervených kamer Qualisys ProReflex1000, které byly umístěny na zdi po obvodu místnosti přibližně ve výšce 3 metrů. Kamery využívají odraz infračerveného zařízení od reflexních značek (tzv. markerů), které jsou umístěné na těle probanda pomocí oboustranné lepicí pásky. Nutnou součástí výzkumu je kalibrace prostoru. Vlastní kalibrační proces se provádí pomocí tyčí a rámu ve tvaru „L“, které jsou zakončeny reflexními markery.

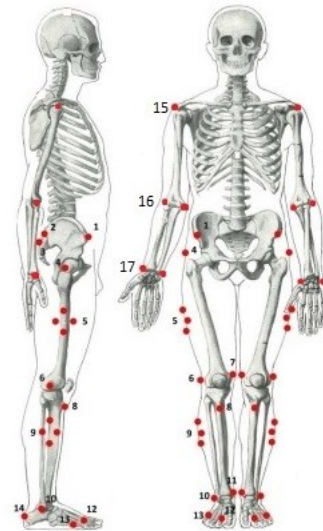


Obrázek 3 – analýza dat v systému *Qualisys Motion Capture* – proband provádí chůzi po deskách Kistler. Zdroj: vlastní měření

4.3.1 Umístění markerů

Reflexní značky (markery) se umísťují na kostěné výběžky, které nejsou kryty silnou vrstvou měkkých tkání. V případě nalepení přes měkké tkáně by docházelo k nechtěnému pohybu markeru. Na každého probanda bylo nalepeno celkem 46 markerů dle následující mapky. Nalepení markerů bylo provedeno dle anatomických zákonitostí po palpačním vyšetření jedním fyzioterapeutem. Zákonný zástupce dítěte byl po celou dobu měření přítomen.

- 1 – spina iliaca anterior superior
- 2 - spina iliaca posterior superior
- 3 – os sacrum
- 4 – caput femoris (nad trochanter major)
- 5 – střední část na laterální straně stehna
- 6 – epicondylus lateralis femoris
- 7 – epicondylus medialis femoris
- 8 – tuberositas tibiae
- 9 – distální část na laterální straně bérce
(zhruba $\frac{1}{3}$)
- 10 – maleolus lateralis
- 11 – maleolus medialis
- 12 – articulatio metatarsophalangea II.
phalanx proximalis pedis
- 13 – articulatio metatarsophalangea V.
phalanx proximalis pedis
- 14 – tuber calcanei



Obrázek 4 – Umístění markerů při měření chůze systémem Plug in Gait, 15 – akromion, 16 – mediální a laterální kondyl humeru, 17- processus styloideus radii a ulnae, zdroj: vlastní měření

4.3.2 Průběh měření

Po nalepení markerů jsem naměřila pomocí 3D systému Qualisys Motion Capture anatomickou polohu, kdy proband na silové desce Kistler nejdříve 10 sekund stál a poté byl požádán o upažení na dalších 10 sekund, aby systém zaznamenal všechny nalepené markery na jeho těle. Poté se již měřila samotná analýza chůze 2x 1 minuta, kdy proband dostal instrukce jít středem po silových deskách umístěných v podlaze a na konci místnosti se otočit a jít zpět. Rychlost chůze si proband zvolil sám podle jeho přirozené chůze mimo laboratoř. Takto probandi provedli chůzi po místnosti během jedné minuty zhruba 6-7x.

4.4 Analýza dat – statistické zpracování

K analýze dat byl použit systém Qualisys Track Manager. Grafické zpracování naměřených hodnot bylo provedeno v programech Microsoft Office Excel a Google Sheet. Naměřená data byla následně použita ke statistickému vyhodnocení a porovnání pohybu zkoumaných probandů. Hypotézy byly testovány jako nulové na hladině statistické významnosti $\alpha=5\%$. Dále naměřená data kinematických parametrů byla porovnána parametrickým t-testem

pro pravou a levou dolní končetinu a neparametrickým Mann-Whitneyho testem pro porovnání testované a kontrolní skupiny.

4.5 Posuzované parametry

4.5.1 Reakční síly země (Ground Reaction Force)

Posuzovala jsem časové parametry, silové parametry a impulz síly v mediolaterální, anteroposteriorní a vertikální složce reakčních sil. Analyzovala jsem rozdíl reakčních sil z desek pravé a levé nohy – minimum a maximum vertikální složky reakční síly a maximum medio-laterální složky reakční síly ve stejné fázi.

Reakční síly země byly měřeny na silové desce Kistler, kde je měřící plošina s piezoelektrickým snímačem síly v každém rohu. Tříosková silová deska obsahuje senzory, které měří ve třech hlavních osách: vertikální, horizontální a příčné.

4.5.2 Analýza kinematických parametrů kroku probanda

Analýza úhlových parametrů byla provedena nalepením markerů vždy na anatomická místa na kloubech, kde je nejméně podkožního tuku (3 pro úhel v kloubu, 2 pro rotaci) a sledováním změn postavení nalepených pasivních markerů vůči ose nastavené v programu Qualisys.

Rozdíl jsem analyzovala mezi měřeními skupiny juniorských florbalistů a kontrolní skupiny, sledovala jsem úhlové parametry kinematické analýzy, které byly odvozeny ze závislosti hodnot úhlů na čase s přihlédnutím k fázím krokového cyklu.

Měla jsem v plánu u každého probanda sledovat 6 částí krokového cyklu, ale ne vždy bylo všech 6 částí krokového cyklu od levé i pravé dolní končetiny správně změřeno, což jsem zjistila až později při zpracování v programu Microsoft Office Excel a Google Sheet. Mezi nejčastější důvody znemožňující správné získání dat patřilo šlápnutí na jednu měřící desku oběma dolními končetinami, špatné měření některých desek a nedokonalé nasnímání markerů v celé trajektorii přes 6 krokových cyklů. K získání výsledků bylo využito pouze dat ze správně měřících desek a ruční spojování trajektorií markerů v systému Qualisys, chybná data byla ze zpracování vyloučena.

V programu Qualisys byly pro stoj a fáze kroku nalezeny příslušné časové parametry. Data z Qualisys byla vyexportována do souboru TSV a následně programu Microsoft Office Excel a byly získány prostorové souřadnice x, y, z pro každé vybrané anatomické místo na těle.

Pro zjišťování polohy hlezenního, kolenního a kyčelní kloubu byly použity souřadnice osy x a y, pro polohu pánve pak osy x a z.

Byl určen úsek kroku, ve kterém byly při začátku fáze dvojí opory zobrazeny všechny použité markery a reakční síly od desek Kistler.

Analyzovala jsem tyto parametry:

- úhel rotace ramen (2 markery na akromionech)
- dorzální flexi v hlezenním kloubu - (1 marker na palci a 1 na mediální straně hlezna)
- úhel rotace pánve (2 markery na spina iliaca anterior superior)
- rychlost kroku
- délku kroku
- rozdíl reakčních sil z desek pravé a levé nohy – minimum a maximum vertikální, předozadní a pravolevé složky reakční síly ve stojné fázi

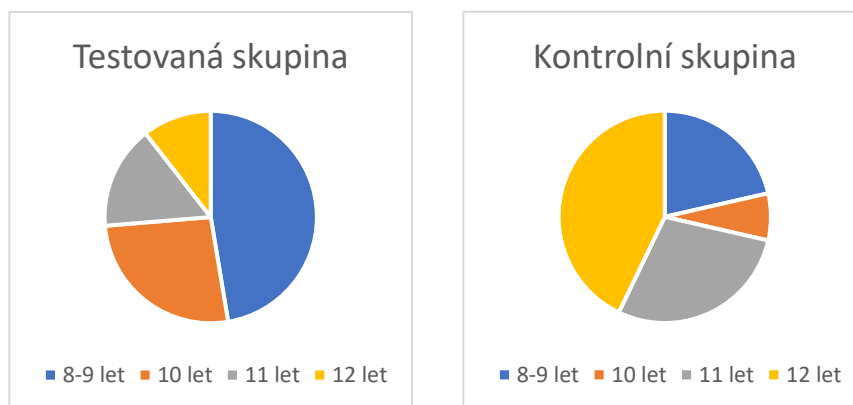
5. Výsledky

Měření 3D kinematické analýzy chůze systémem Qualisys Motion Capture se zúčastnilo 33 dětí. 19 dětí v testované skupině z florbalové oddílu TJ Tatran Střešovice a 14 dětí v kontrolní skupině z organizace Junák – český skaut, středisko Pplk. Vally Praha, z. s.

Děti z florbalového klubu se florbalu věnují až 4x týdně 60 minut a turnaj mají 1 dopoledne za 2 týdny, pravidelně odehrají 5 zápasů. Děti neprovádí žádné kompenzační cvičení na tréninku ani mimo trénink.

Děti z organizace Junák – český skaut se intenzivně nevěnují žádnému sportu, pouze rekreačně. Sportu se věnují všestranně ve škole i ve skautském oddíle.

Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty Tělesné Výchovy a Sportu Univerzity Karlovy dne 25.10. 2022 pod evidenčním číslem 337/21.



Obrázek 5 – Graf testované a kontrolní skupiny – rozdíl věků, zdroj: vlastní měření

5.1 Parametry testované a kontrolní skupiny

	proband	výška [cm]	hmotnost [kg]	věk [let]
Testovaná skupina (sportující děti)	AL	140	36	8
	AS	135	26	9
	AZ	158	42	12
	BV	145	32	9
	DB	128	30	9
	FS	158	42	10
	FŠ2	138	33	10
	JS	142	35	10
	MCH	150	42	11
	MN	150	30	10
	MS	164	47	12
	MV	143	32	10
	OT	146	38	11
	SB	155	47	9
	SCH	140	39	8
	ŠD	142	35	9
	VH	147	41	11
	VH2	137	30	9
VS	143	30	9	

Tabulka 1 – Výškové, váhové a věkové parametry testované skupiny. Zdroj: vlastní měření.

	proband	výška [cm]	hmotnost [kg]	věk [let]
Kontrolní skupina	AP	155	38	12
	BK	120	27	8
	BM	160	42	12
	BS	130	24	8
	EK	150	40	10
	FP	150	36	12
	JM	144	32	11
	JT	150	39	12
	LH	152	47	12
	LV	152	42	11
	MB	158	41	11
	MD	136	26	9
	TD	151	37	11
	LP	158	39	12

Tabulka 2 – Výškové, váhové a věkové parametry kontrolní skupiny. Zdroj: vlastní

	proband	výška [cm]	délka kroku L-P [mm]	délka kroku P-L [mm]	
Testovaná skupina	AL	140	540		
	AS	135	570	560	
	AZ	158	655	668	
	BV	145	570	560	
	DB	128	497	500	
	FS	158	595	559	
	FŠ2	138	571	547	
	JS	142	637	624	
	MCH	150	608	612	
	MN	150	606	677	
	MS	164	634	623	
	MV	143	546	505	
	OT	146	534	507	
	SB	155	614	602	
	SCH	140	578	539	
	ŠD	142	634	623	
	VH	147	688	673	
	VH2	137	517	523	
VS	143	636	608		

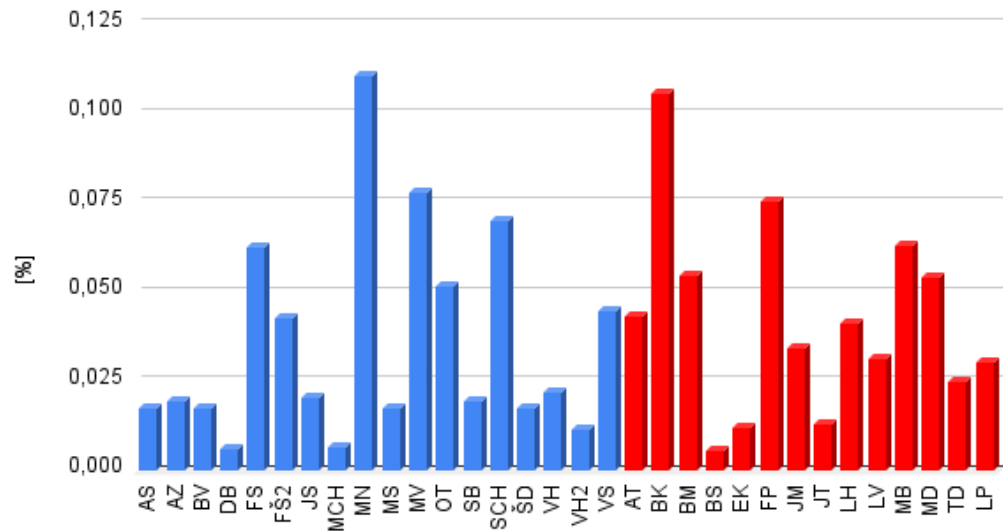
Tabulka 3 – Výšky a délky kroku pravé a levé nohy testované skupiny

	proband	výška [cm]	délka kroku L-P [mm]	délka kroku P-L [mm]	
Kontrolní skupina	AP	155	634	662	
	BK	120	597	537	
	BM	160	675	639	
	BS	130	514	517	
	EK	150	593	586	
	FP	150	645	598	
	JM	144	626	648	
	JT	150	622	614	
	LH	152	546	524	
	LV	152	612	593	
	MB	158	569	606	
	MD	136	559	590	
	TD	151	651	635	
	LP	158	698	677	

Tabulka 4 – Výšky a délky kroku pravé a levé nohy kontrolní skupiny

5.2 Rozdíl v délkách kroku

rozdíl v délkách kroku L-P a P-L [%]



Obrázek 6 – Procentuální rozdíl v délkách kroku testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní naměřená data

Na obrázku č.5 uvádím absolutní procentuální rozdíl v délkách kroku testované a kontrolní skupiny.

H1: Není statisticky významný rozdíl v časoprostorových parametrech (rychlost, délka kroku) během krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině.

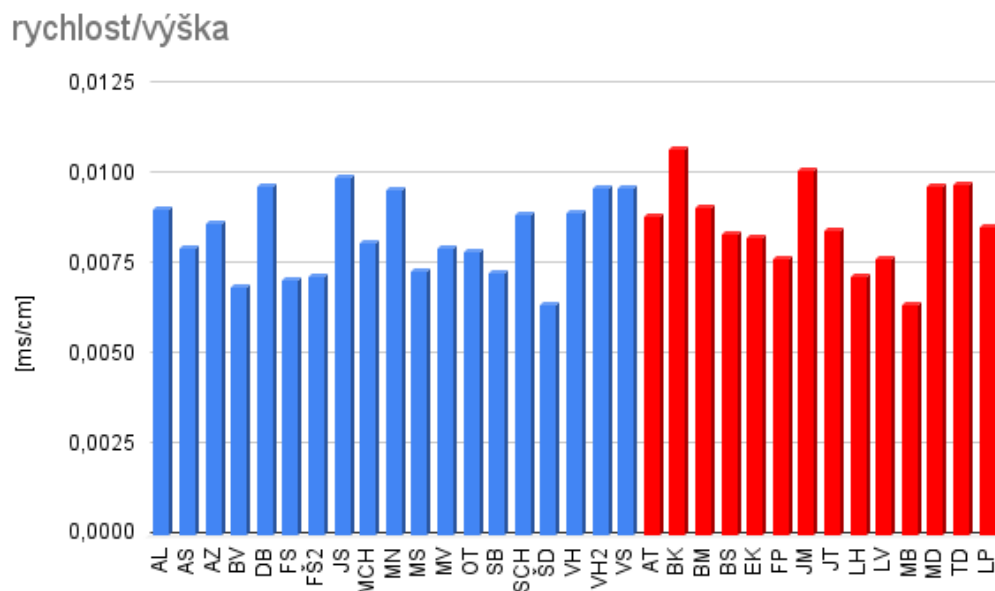
Mann-Whitney test pro rozdíl délek kroku u hypotézy H1

	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná skupina	0,035	0,029
Kontrolní skupina	0,042	0,027

Hodnota U	Očekávaná hodnota U	p-value	alpha
103	126	0,393	0,05

Hodnota U je menší než očekávaná hodnota U. Část hypotézy ohledně rozdílu délek kroku nelze vyvrátit. Dle hodnoty U mají sice sportovci pravidelnější krok, ale z titulu p hodnoty to není dostatečně průkazné.

5.3 Závislost rychlosti chůze na výšce



Obrázek 7 – Graf porovnání závislosti rychlosti na výšce u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva), zdroj: vlastní měření.

Na obrázku č.6 uvádím poměr rychlosti vs. výšky dětí mezi testovanou skupinou (modrá barva) a kontrolní skupinou (červená barva).

H1: Není statisticky významný rozdíl v časoprostorových parametrech (rychlost, délka kroku) během krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině.

Mann-Whitney test pro závislost rychlosti na výšce probandů
hypotézy H1

	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná skupina	0,008	0,001
Kontrolní skupina	0,013	0,050

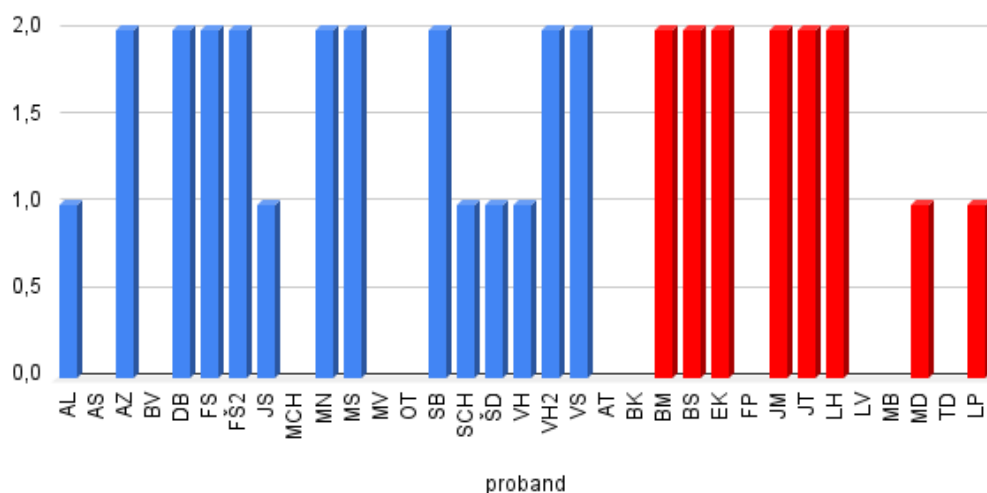
Hodnota U	Očekávaná hodnota U	p-value	alpha
95	133	0,174	0,05

Hodnota U je menší než očekávaná hodnota U. Část hypotézy H1 ohledně rozdílu rychlosti kroku u testované a kontrolní skupiny nelze vyvrátit. Testovaná skupina chodí v závislosti na výšce dítěte pomaleji, ale z titulu p hodnoty to není dostatečně průkazné.

5.4 Anterio-posteriorní síla GRF

Porovnání odrazové síly u dominantní nohy

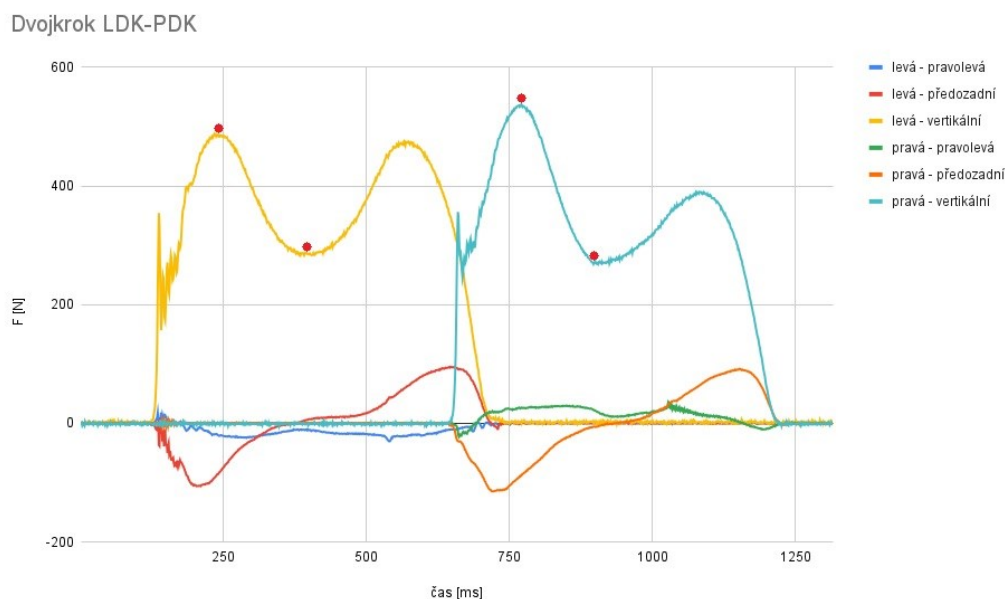
0= nejsou data, 1= větší odraz z nedominantní, 2= větší odraz z dominantní



Obrázek 8 – Porovnání odrazové síly (anterio-posteriorní složky) v závislosti na dominantní dolní končetině probandů u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření

U anterio-posteriorní složky GRF jsem porovnávala závislost, zda se probandi více odrážejí z dominantní nebo nedominantní dolní končetiny. Výsledek je, že velikost odrazové síly není závislá na dominantní straně probandů.

5.5 Vertikální síla GRF



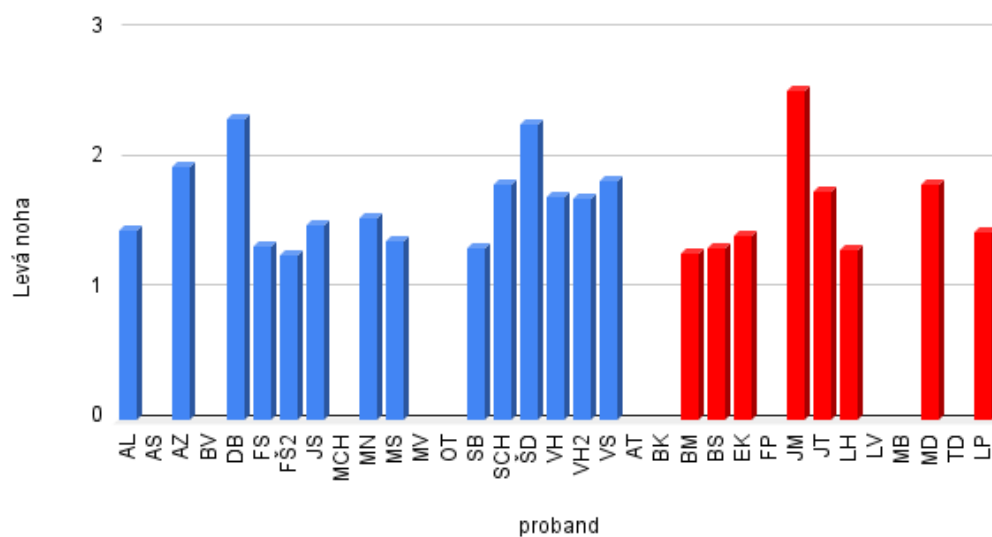
Obrázek 9 – Zobrazení porovnávaných bodů LDK a PDK vertikální složky GRF důležitých pro výpočet tvrdosti došlapu. Zdroj: vlastní měření

Na vertikální složce jsem vyznačila body pro levou a pravou dolní končetinu, které byly důležité pro výpočet tvrdosti došlapu.

První vyznačený bod je moment přehoupnutí přes patu a konec iniciálního kontaktu, druhý bod je z okamžiku, kdy je celá noha v kontaktu s podložkou ve stejné fázi. Sledovala jsem poměr těchto dvou sil. Takto jsem postupovala u pravé i levé dolní končetiny. Jako maximum je brán první vrchol vertikální složky ve stejné fázi.

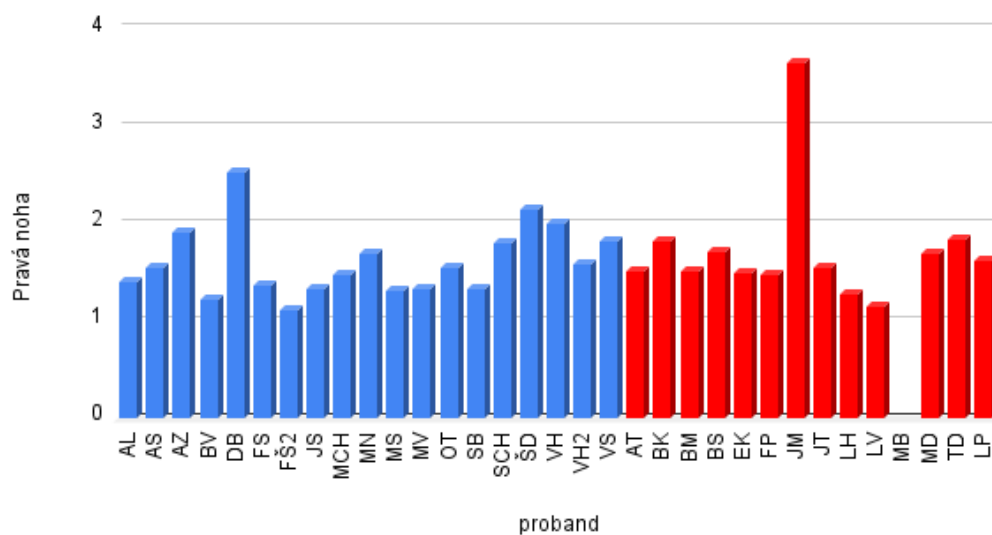
$$x = \frac{\text{maximum vertikální složky}}{\text{minimum vertikální složky}}$$

Tvrdość dořlapy levé nohy



Obrázek 10 – Graf porovnání tvrdořti dořlapy (vertikální složka GRF) u levé dolní končetiny u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.

Tvrdość dořlapy pravé nohy



Obrázek 11 – Graf porovnání tvrdořti dořlapy (vertikální složka GRF) u levé dolní končetiny u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.

H2: Není statisticky významný rozdíl v síle tvrdosti došlapu během stejné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

Mann-Whitney test pro vertikální složku síly

	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná skupina	0,011	0,079
Kontrolní skupina	-0,091	0,166

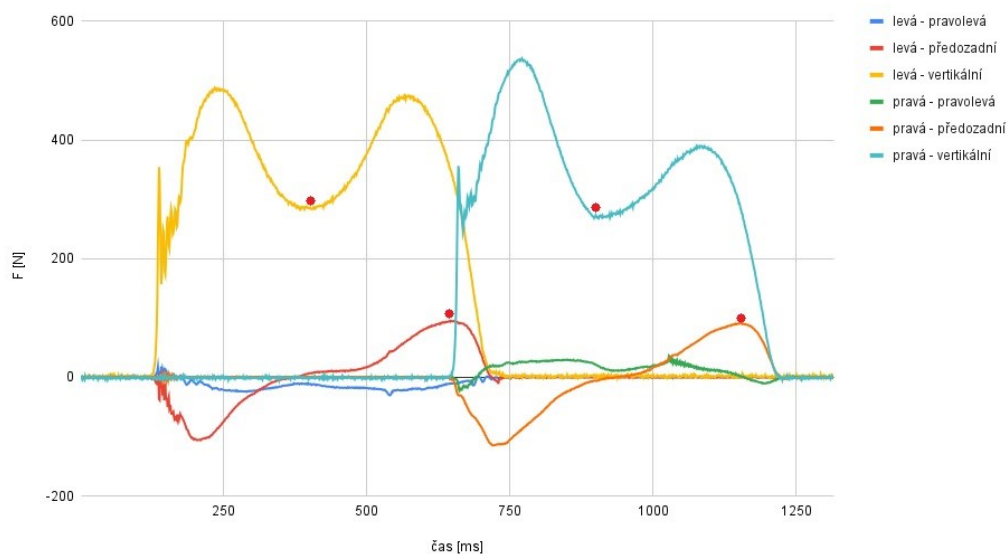
Hodnota U	Očekávaná hodnota U	p- value	alpha
75	56	0,212	0,05

Hodnota U je větší než očekávaná hodnota U. Nulová hypotéza H3 je platná. Testovaná i kontrolní skupina má stejnou tvrdost došlapu na pravou i levou dolní končetinu.

5.6 Vertikální + antero-posteriorní složka GRF

Poté jsem zjišťovala, zda je rozdíl mezi testovanou a kontrolní skupinou v brzděné/odrazové síle. Tedy ztrátě dopředného pohybu došlapem. Pokud předpokládáme, že dítě jde pořád stejně rychle, tak musí být předozadní síla při dopadu podobně velká jako při odrazu, pouze opačným směrem. Účelem bylo zjistit, jak velkou část síly z celkové síly během kontaktu s podložkou probandi ztrácí na brždění a následný odraz vpřed.

Dvojkrok LDK-PDK



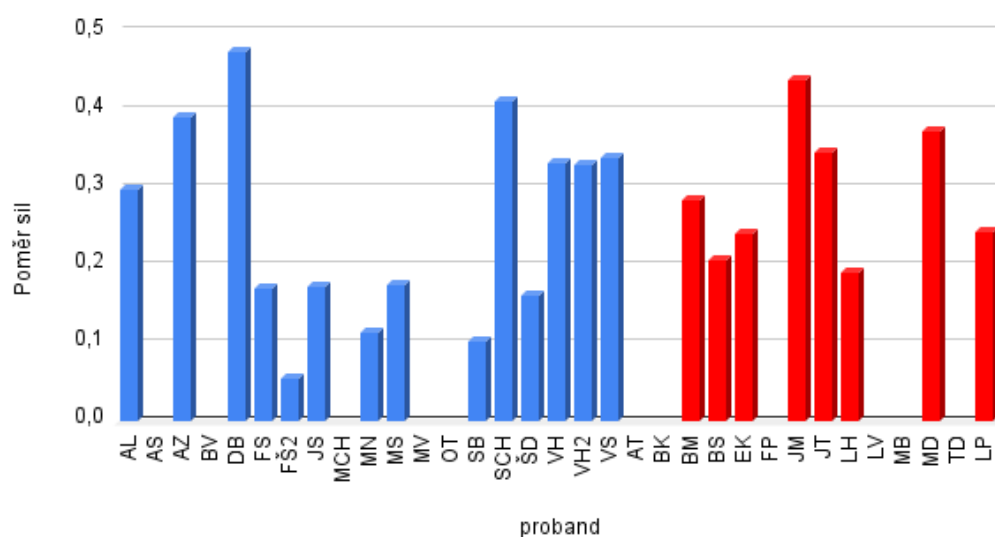
Obrázek 12 – Zobrazení porovnávaných bodů na vertikální a anterior-posteriorní složce GRF. Zdroj: vlastní měření.

Na obrázku jsou vyznačené 4 body důležité pro výpočet brzdné síly. 2 body pro minimum vertikální složky ve stejné fázi a 2 pro maximum ve stejné fázi anterior-posteriorní složky.

Výpočet jsem zvolila tento:

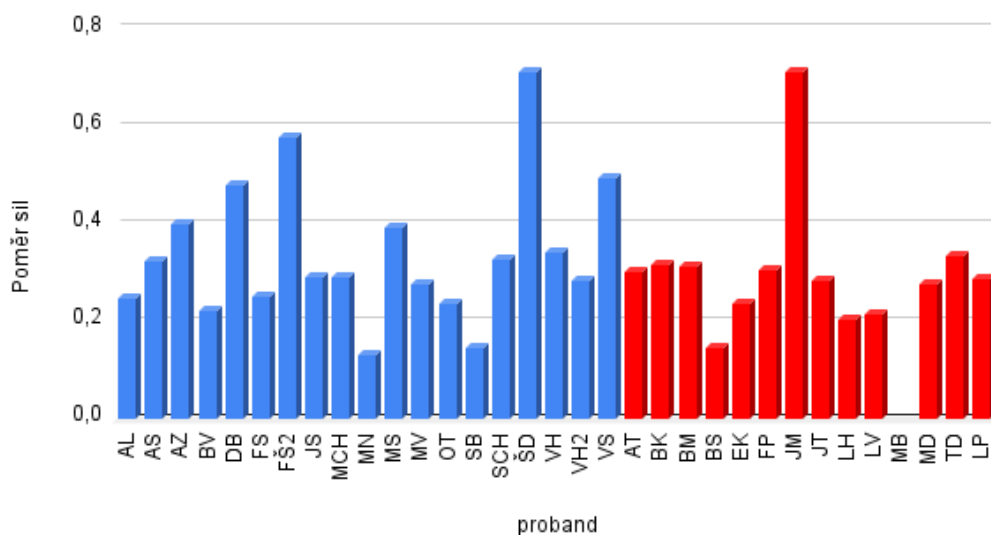
$$x = \frac{\text{bod minima vertikální složky}}{\text{bod maxima } \textit{anterio} - \textit{posteriorní} \text{ složky}}$$

Síla zbrždění levé nohy



Obrázek 13 – Graf porovnání brzdě síly u levé dolní končetiny (vertikální + předozadní složky GRF) mezi testovanou skupinou (modrá barva) a kontrolní skupinou (červená barva). Zdroj: vlastní měření

Síla zbrždění pravé nohy



Obrázek 14 – Porovnání brzdě síly u pravé dolní končetiny (vertikální + anterior-posteriorní složky GRF) mezi testovanou skupinou (modrá barva) a kontrolní skupinou (červená barva). Zdroj: vlastní měření

H3: Není statisticky významný rozdíl v síle odrazu během stojné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

Mann-Whitneyho test pro vertikální a anterior-posteriorní složky síly

	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná skupina	0,308	0,109
Kontrolní skupina	0,299	0,124

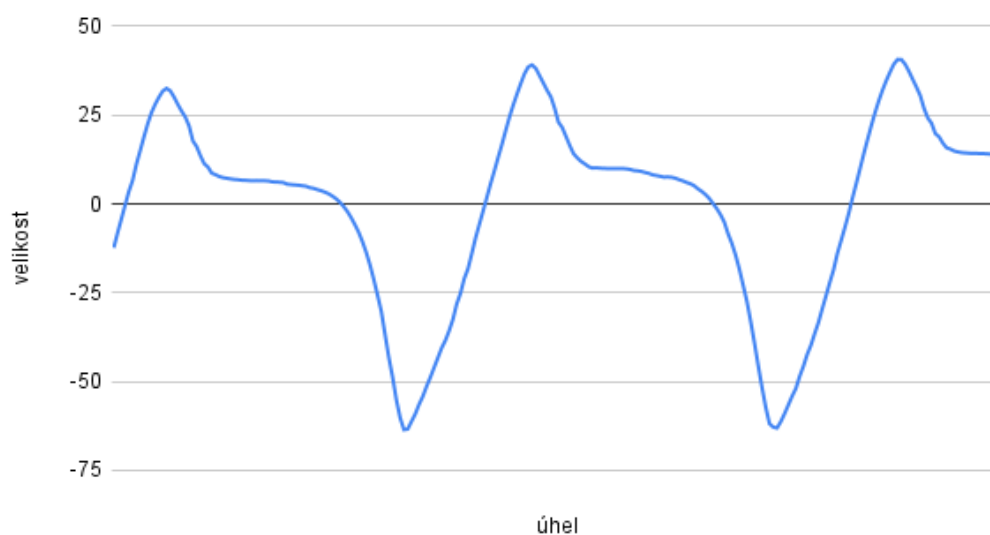
Hodnota U	Očekávaná hodnota U	p-value	alpha
65	56	0,570	0,05

Hodnota U je větší než očekávaná hodnota U. Nulová hypotéza tak je platná. Testovaná skupina brzdí i se odráží podobnou silou jako kontrolní skupina.

5.7 Rozsah pohybu hlezna

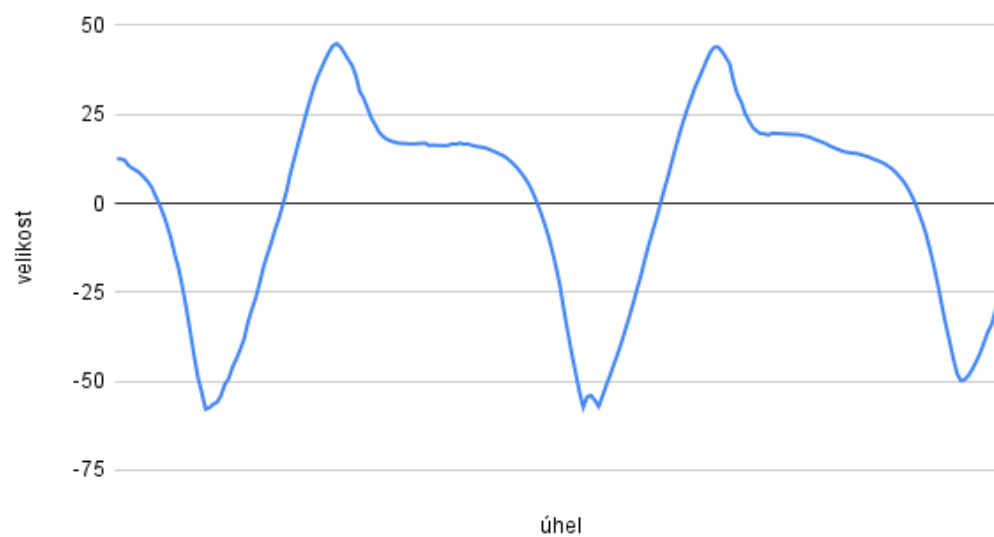
Dále jsem porovnávala rozsahy pohybu hlezna testované a kontrolní skupiny. Porovnávala jsem rozsah minimum-maximum.

Rozsah flexe hlezna LDK



Obrázek 15 – Zobrazení grafu rozsahu flexe hlezna LDK. Zdroj: vlastní měření, proband AZ.

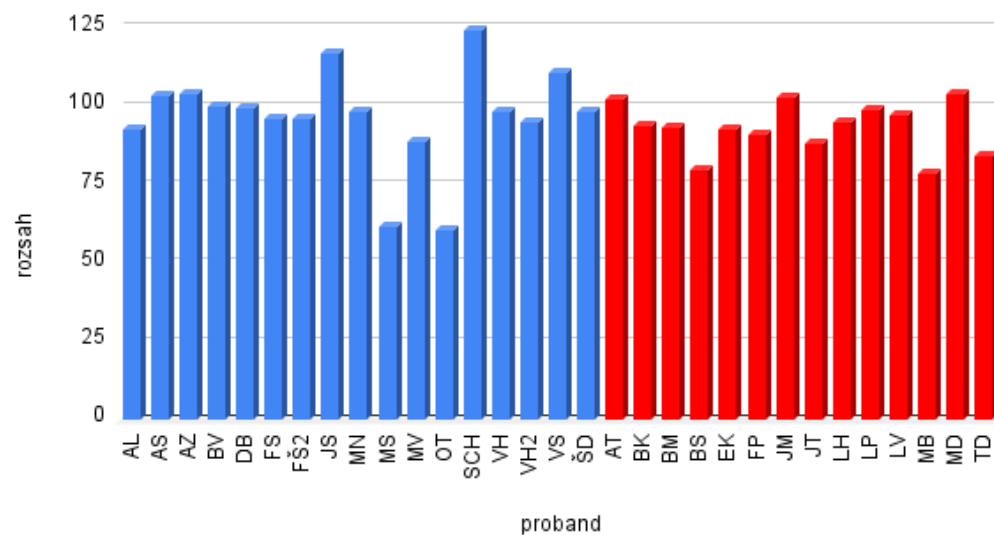
Rozsah flexe hlezna PDK



Obrázek 17 – Zobrazení grafu rozsahu flexe hlezna PDK. Zdroj: vlastní měření, proband AZ

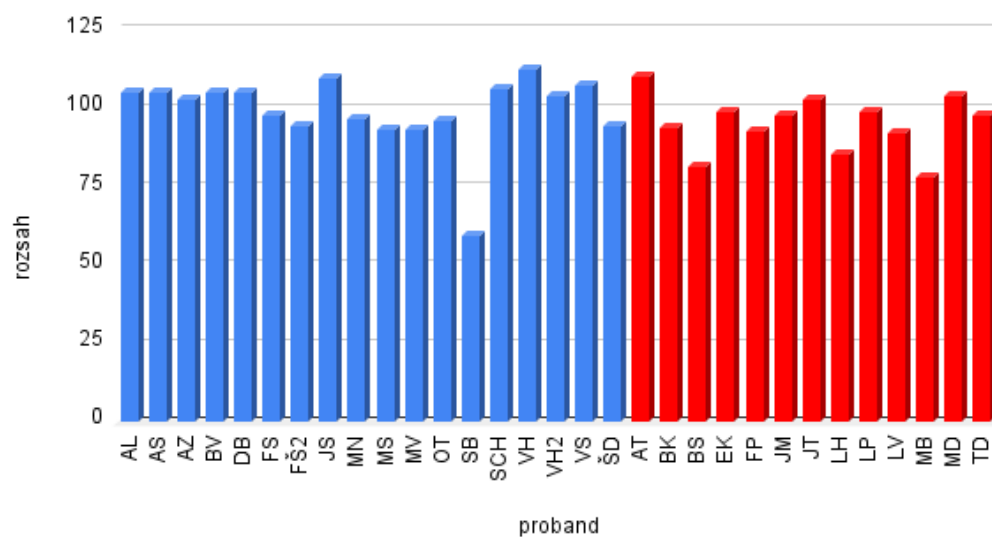
Zobrazený rozsah je plantární + dorzální flexe v hleznu.

Rozsah flexe hlezna LDK



Obrázek 18 – Graf porovnání rozsahu flexe hlezenního kloubu LDK u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.

Rozsah flexe hlezna PDK



Obrázek 19 – Graf porovnání rozsahu flexe hlezenního kloubu PDK u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.

H4: Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu v sagitální rovině během stojné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině.

Mann-Whitneyho test pro porovnání rozsahů plantární a dorzální flexe hlezna

	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná skupina	98,166	13,814
Kontrolní skupina	94,029	8,503

Hodnota U	Očekávaná hodnota U	p-value	alpha
643	472	0,015	0,05

Hodnota U je větší než očekávaná hodnota U. Nulová hypotéza H4 je tedy platná. Testovaná i kontrolní skupina mají stejný rozsah plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu.

Dále jsem tuto hypotézu porovnávala ještě párový t-testem pro rozdíl pravé a levé dolní končetiny.

Párový t-test pro porovnání rozsahů plantární a dorzální flexe hlezna pravé a levá nohy u testované a kontrolní skupiny.

Testovaná skupina

	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná skupina – levá DK	96,845	16,045
Kontrolní skupina – pravá DK	99,413	11,660

Hodnota t	Hodnota t-krit	p-value	alpha
-0,544	2,035	0,590	0,05

Hodnota t je menší než hodnota t-krit. To naznačuje, že sportovci by mohli mít rozdílné rozsahy na pravé i levé dolní končetině, ale z titulu p hodnoty to není statisticky dostatečně průkazné.

Kontrolní skupina

	Průměr	Směrodatná odchylka
Kontrolní skupina - LDK	95,004	9,098
Kontrolní skupina - PDK	99,413	11,660

Hodnota t	Hodnota t-krit	p-value	alpha
-1,135	2,045	0,266	0,05

Hodnota t je menší než hodnota t -krit. To naznačuje, že kontrolní skupina by mohla mít rozdílné rozsahy na pravé i levé dolní končetině, ale z titulu p hodnoty to není statisticky dostatečně průkazné.

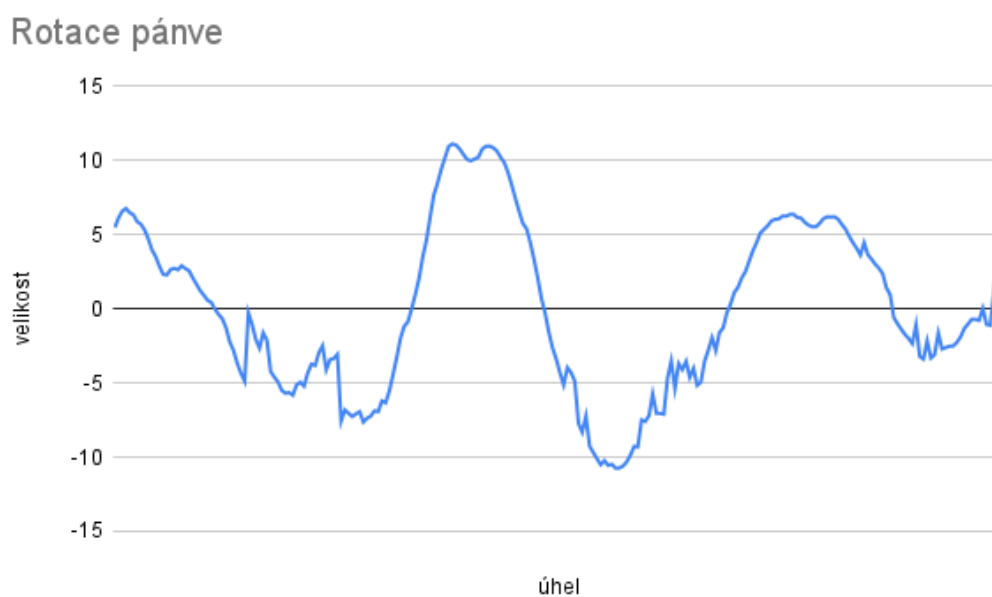
5.8 Rotace pánve

U rotace pánve mě zajímala symetrie. Předpokládala jsem, že testovaná skupina (sportující děti) bude mít menší rotaci pánve než kontrolní skupina.

Symetrii rotace jsem zjišťovala vzorcem

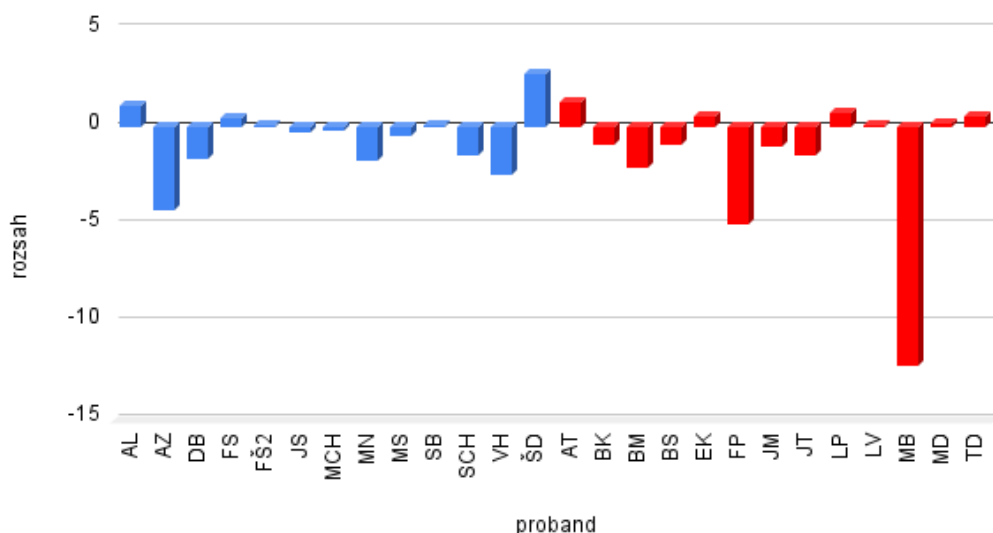
$$x = \frac{ROTL - ROTP}{\frac{ROTL + ROTP}{2}},$$

kde ROTL je rozsah rotace pánve u kroku levé dolní končetiny a ROTP je rozsah rotace pánve u kroku pravé dolní končetiny.



Obrázek 20 – Graf rotace pánve. Zdroj: vlastní měření, proband MD

Rotace pánve



Obrázek 21 – Graf porovnání rotace pánve u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.

H5: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině během stejné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

Mann-Whitney test pro porovnání rotací pánve

	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná skupina	-0,607	1,734
Kontrolní skupina	-1,552	3,592

Hodnota U	Očekávaná hodnota U	p- value	alpha
83	84,500	0,960	0,05

Hodnota U je menší než očekávaná hodnota U. Hypotézu H5 přesto nelze vyvrátit. Testovaná skupina by mohla mít vyrovnanější rotaci pánve, ale z titulu

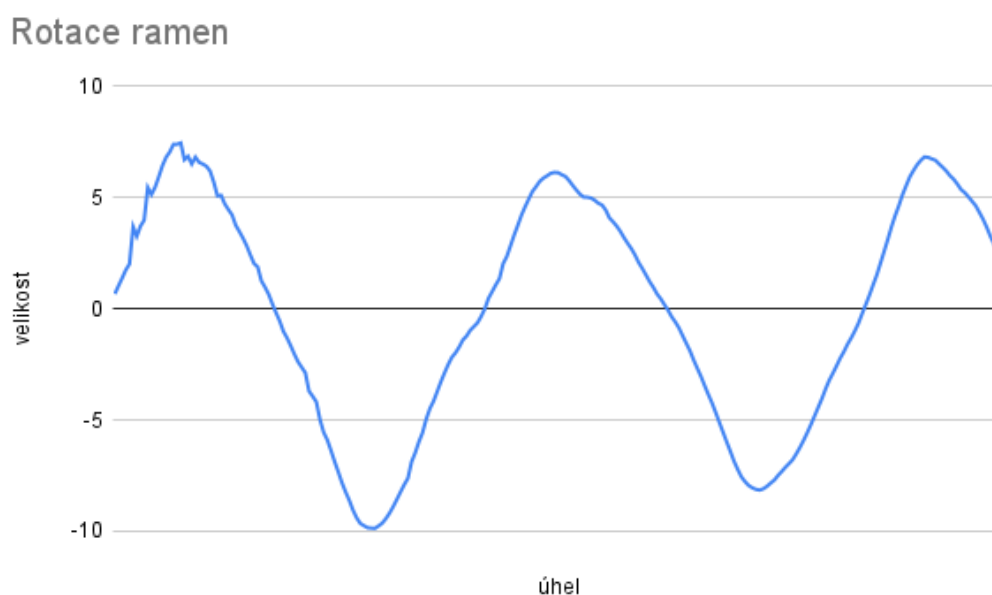
p hodnoty to není dostatečně průkazné a zároveň z průměrů a jim náležející směrodatné odchylky to také tak nevypadá.

5.9 Rotace ramen

U rotace ramen jsem také porovnávala symetrii rotace. Předpokládala jsem, že testovaná skupina (sportující děti) budou mít menší rotaci než kontrolní skupina.

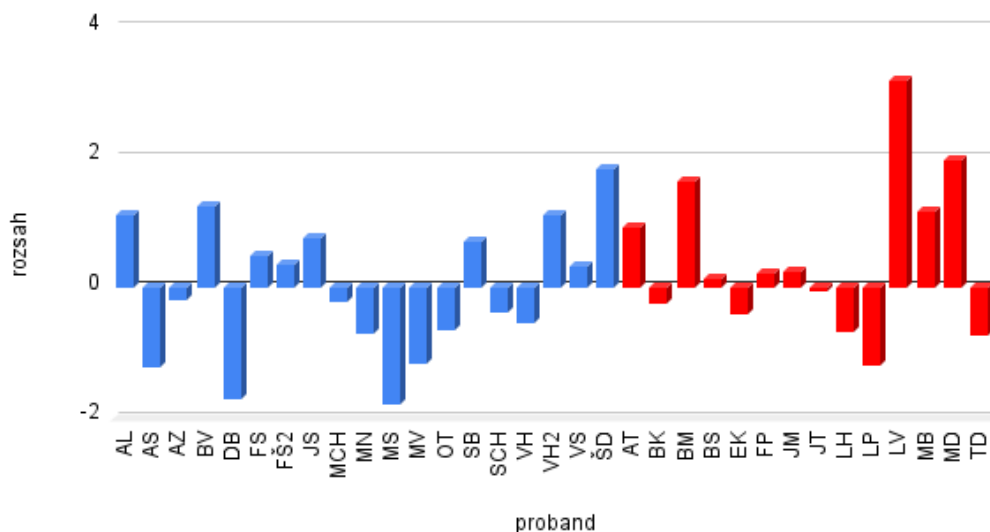
Rotaci ramen jsem počítala stejným vzorcem jako rotaci pánve.

$$x = \frac{ROTL - ROTP}{\frac{(ROTL + ROTP)}{2}}$$



Obrázek 22 – Graf rotace ramen. Zdroj: vlastní měření, proband LP

Rotace ramen



Obrázek 23 Porovnání rotace ramen u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva).
Zdroj: vlastní měření

H6: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu rotace ramen v transverzální rovině během krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

Mann-Whitney test pro porovnání rotací ramen

	Průměr	Směrodatná odchylka
Testovaná skupina	-0,037	1,038
Kontrolní skupina	0,435	1,208

Hodnota U	Očekávaná hodnota U	p-value	alpha
111	133	0,439	0,05

Hodnota U je menší než očekávaná hodnota U. Hypotézu H6 přesto nelze vyvrátit. Testovaná skupina možná má vyrovnanější rotaci ramen, ale z titulu p hodnoty to není dostatečně průkazné.

6. Diskuse

Rodiče se často ptají, zda jejich dítě chodí „normálně“. V naprosté většině případů není pro obavy důvod. Občas se však setkáme s abnormalitami chůze, které se vymykají tomu, co by bylo považováno za „typickou“ chůzi. Může to souviset s věkem dítěte, osobní a rodinnou anamnézou. V tomto případě je nezbytné odborné vyšetření a diagnostika dysfunkce chůze, aby se zajistila včasná konzervativní či operativní léčba.

Chůzi dítěte staršího 7 let můžeme charakterizovat díky muskuloskeletálnímu a neurologickému zrání, stabilitou stoje, dostatečnou mobilitou chodidla, přiměřené dorzální flexi při iniciálním kontaktu dolní končetiny s podložkou, přiměřenou délkou kroku a úsporou energie během chůze.

Dítě není menší verze dospělého a trvá roky nabíráním zkušeností, než se u dítěte vyvine zralý vzor chůze. Dospělá chůze je obvykle přítomna u dětí ve věku sedmi až osmi let.

Cílem diplomové práce bylo charakterizovat dětskou chůzi na základě literárních poznatků a analyzovat odlišnosti v úhlových parametrech krokového cyklu u dětí, které se věnují intenzivní sportovní přípravě (florbalu) a dětí, které se intenzivní sportovní přípravě nevěnují a také posoudit souvislosti mezi vybranými vyšetřenými kineziologickými a anamnestickými údaji a naměřenými kinematickými parametry u dětí 7-13 let.

Z literárních zdrojů vyplývá, že intenzivní sportovní trénink u mladších dětí bez kompenzačních cvičení vede k zatížení mnoha oblastí muskuloskeletálního systému, především k asymetrii držení těla.

Cílem experimentu bylo zjistit, zda existuje rozdíl v krokovém cyklu mezi skupinou dětí věnující se intenzivní sportovní přípravě (florbalu) a skupinou zdravých dětí. Pro hodnocení asymetrie držení těla v pohybu byla zvolena chůze jako základní pohybový stereotyp každého jedince.

Hlavní problémem brzké sportovní specializace je, že je spojena se zvýšeným tréninkovým a sportovním zatížením. Z biomechanického hlediska to může vést k nadměrnému vystavení úzkému spektru opakujících se pohybů těla bez adekvátního intervalu pro zotavení. (Jayanthi a kol., 2019)

Jayanthi a kolektiv (2019) spojují brzkou sportovní specializaci s vyšší mírou zranění z nadměrného používání. Tato zranění zahrnují Os-good Schlatterovu chorobu, patolofemorální bolest a Sinding-Larsen-Johanssovům syndrom.

Důležitě je optimalizovat sportovní trénink úměrně s věkem dítěte. Zátěž v podobě maximálně 2 hodin sportovního tréninku týdně může být spojena se sníženým rizikem akutního sportovního zranění. (Jayanthi a kol., 2019)

K měření je nutné dodat, že měření neprobíhalo ve stejný den, protože to nebylo možné z časových důvodů. Určitou roli v měření mohla hrát také únava dětí, kdy se některé děti dostaly na měření až později odpoledne po jejich sportovních trénincích. Probandi jsou děti 1. a 2. stupně základní školy, takže nemohly v doprovodu rodičů na měření přijít v dopoledních hodinách. Nebylo možné provést měření všech probandů ve stejný den, neboť měření jednoho dítěte bylo časově velmi náročné. Nejprve bylo nutné od zákonného zástupce získat podepsaný informovaný souhlas a vysvětlit rodiči i dítěti průběh měření, poté bylo nutné provést u dětí kineziologické vyšetření pohybového aparátu. Nejvíce časově náročné však bylo nalepení pasivních markerů, tedy značek, kterými se zaznamenávají úhlové parametry během chůze dítěte. Poté probíhalo samotné měření, kde jsem zaznamenávala 2 minuty chůze. Často však některé pasivní markery odpadly nebo dítě správně nepochopilo, že má jít středem místnosti a na jejím konci se má otočit a jít zpátky. Proto bylo nutné měření několikrát opakovat, než došlo k úspěšným dvěma minutovým záznamům se všemi nalepenými pasivními markery.

6.1 Diskuse k vědecké otázce č.1

Vědecká otázka 1 byla řešena ve třech hypotézách. Bylo zjišťováno, zda má intenzivní sportovní příprava dětí (florbal) vliv na efektivitu chůze.

Byly analyzovány složky reakční sil od země (GRF) a to vertikální a anterior-posteriorní. Z vertikální složky jsem zjišťovala tvrdost došlapu. Z kombinace vertikální a anterior-posteriorní složky jsem zjišťovala sílu odrazu, tedy jak moc děti v krokovém cyklu brzdí a jak rychle se rozejdou.

Reakční síly od země (GRF) u dětí jsou mnohem méně definované než u dospělých. Kvantifikace charakteristik GRF u dětí může poskytnout stejné druhy informací jako u dospělých. (Greer, 1989)

Chůze je u dětí hodně zkoumána, protože dosažení chůze je vývojovým milníkem a odráží dozrávání zdravého nervového systému. Nejvíce změn v chůzi se u dítěte objevuje během dospívání a růstu, kdy se mohou objevit také změny v neurologickém nebo muskuloskeletálním systému. (Alderson, 2019)

Z časoprostorových parametrů jsem zjišťovala, jestli existuje mezi testovanou a kontrolní skupinou rozdíl v rychlosti v závislosti na výšce dítěte a v délce kroku.

6.1.1 Diskuze k hypotéze H1

Je dobře známo, že rychlost chůze výrazně ovlivňuje charakteristiku pozemních reakčních sil. Bylo zjištěno, že velikost vertikální a anterior-posteriorní složky u dospělých je nižší než u mladých dospívajících.

Martin (1992) si to vykládá tím, že dospělí si vybírají vzory chůze, aby snížili velikost GRF a tím se snížilo napětí na muskuloskeletální systém. Dospělí mají také kratší délku kroku než mladí lidé nebo děti. Tím pádem rozdíl velikosti GRF mezi dospělými a dětmi a jejich délka kroku může souviset s jejich věkem.

H1: Není statisticky významný rozdíl v časoprostorových parametrech (rychlost, délka kroku) během krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině.

Výsledky měření hypotézy H1 naznačují, že děti, které se věnují intenzivní sportovní přípravě mají pravidelnější krok a pomalejší chůzi než kontrolní skupina. To však z titulu velikosti vzorku probandů a jejich věkového či výškového rozpětí není dostatečně statisticky průkazné. Může to být také ovlivněno tím, že jedinec se mimo laboratoř ve venkovním prostředí pohybuje více přirozeně a také se dá říct, že se jedinci budou pohybovat více přirozeně bez nalepených pasivních markerů mezi kolenními a hlezenními klouby.

6.1.2 Diskuse k hypotéze H2

U vertikální složky GRF jsem zkoumala velikost síly dopadu paty na podložku (tedy velikost deformace desky Kistler).

Vertikální moment je rotační síla, kterou chodidlo vytváří proti zemi. (Sawatzky, 1994)

H2: Není statisticky významný rozdíl v síle tvrdosti došlapu během stejné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

Výsledkem je, že hypotézu H2 nemohu zamítnout. Tedy, že testovaná i kontrolní skupina má podobnou tvrdost došlapu na pravou i levou dolní končetinu.

6.1.3 Diskuse k hypotéze H3

U kombinace vertikální a anterior-posteriorní složky jsem zkoumala velikost brzdné síly ve stejné i švihové fázi cyklu chůze. Tedy jak moc velkou silou musí děti krok zbrzdít a jak velkou silou se pak opět rozejít.

H3: Není statisticky významný rozdíl v síle odrazu během stejné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

Výsledek je, že děti, které se věnují intenzivní sportovní přípravě (testovaná skupina) brzdí i se odráží podobnou silou jako kontrolní skupina. Opět ale musím podotknout, že vzhledem k menšímu vzorku probandů v experimentu a také protože jsem tento parametr zkoumala kvůli složitému statistickému zpracování velkého souboru dat pouze u pár kroků z celkového 2minutového měření cyklu chůze, tak výsledek není dostatečně statisticky průkazný.

Dále jsem zkoumala, zda velikost odrazové síly u anterior-posteriorní složky GRF souvisí s lateralitou u testované a kontrolní skupiny. Během statistického zpracování jsem zjistila, že u některých probandů chybí data odrazové síly jedné z dolních končetin, a tudíž jsem tyto probandy musela vyloučit ze statistického zpracování. Naštěstí se tento jev projevil u méně než poloviny všech probandů. Výsledným zjištěním je, že velikost odrazové síly není závislá na lateralitě.

6.2 Diskuse k vědecké otázce č.2

Ve vědecké otázce č.2 jsem se zabývala otázkou, zda má intenzivní sportovní příprava dětí (florbal) vliv na rozsah rotace pánve a ramen v transverzální a rozsah plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu v rovině sagitální během krokového cyklu.

Byly vybrány tyto kinematické parametry, protože testovaná skupina dětí hraje intenzivně florbal, který jednostranným držením hokejky zatěžuje primárně horní polovinu těla. Rozsah plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu byl měřen z toho důvodu, že má dle dostupné literatury častý vliv na zranění z přetížení u mladých sportovců, nejčastěji zranění ACL.

6.2.1 Diskuse k hypotéze H4

H4: Není statisticky významný rozdíl v úhlových parametrech hlezenního kloubu v sagitální rovině během stejné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině.

Výsledkem je, že hypotézu H4 nelze vyvrátit. Testovaná i kontrolní skupina má podobný rozsah plantární dorzální flexe v hlezenním kloubu.

Navíc jsem u testované i kontrolní skupiny porovnávala také rozsah plantární a dorzální flexe v hlezenním kloubu mezi pravou a levou dolní končetinou. Na základě parametrického párového t-testu jsem dospěla k závěru, že mezi rozsahy plantární a dorzální flexe v kotníku mezi pravou a levou dolní končetinou není statisticky významný rozdíl ani u jedné ze skupin.

Sutherland uvedl, že ve věku 7 let dochází k rychlejšímu pohybu v hleznu z dorzální do plantární flexe ve stejné fázi. Tsurumi uvedl, že tento fakt musí být důvodem dřívějšího odlepení paty, které se děje díky většímu vrcholu anterior-posteriorní síly. (Takegami, 1992)

Dále by u dětí bylo přínosné zkoumat rozsah inverze/everze v hlezenním kloubu během chůze. Na to jsem přišla až během zpracování dat, že pro porovnání inverze/ everze je potřeba dětem na začátku chůze nejdříve srovnat chodidla vedle sebe před Kistler deskami a poté je možné z výchozího postavení počítat rozsah inverze/ everze.

6.2.2 Diskuse k hypotéze H5

H5: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu pánve v transverzální rovině během stojné fáze krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

U tohoto úhlového parametru byl porovnáván úhel rotace pánve na základě pasivních markerů umístěné na levé a pravé spině iliaca anterior.

Výsledek u rotace pánve je, že testovaná skupina vykazuje vyrovnanější rotaci pánve než kontrolní skupina, ale opět musím dodat, že to není dostatečně staticky průkazné z důvodu malého počtu probandů.

Vyrovnanější rotace pánve se dá zdůvodnit tím, že sportující děti se během sportovního tréninku učí lépe vnímat pohyb a snížit spotřebu energie v pohybu. Zajímavé by bylo tento parametr porovnat u dětí v dynamice například během běhu na běžícím pásu, či u dětí které v průběhu dětství měly problém s kyčlemi.

Rotaci pánve také zkoumal ve studii Cmazara (2015), který porovnával pacienty po zranění ACL, které je u mladých sportovců běžné, jak jsem popsala výše v teoretické části. Při měření u rotace pánve po operaci ACL ukázalo výrazné snížení, které přetrvávalo i několik měsíců po operaci.

V další studii se prokázalo, že omezení pohybu pánve v transverzální rovině snížilo dorzální flexi v hlezenním kloubu a délku kroku během chůze. Dá se tedy říct, že rozsah rotace pánve má vliv na délku kroku. To však neplatí u nízkých rychlostí. Chůze se sníženou rotací pánve může vést ke zvýšení torzního napětí na dolní končetině, což souvisí s poraněním dolních končetin. Proto se autoři studie snaží rozšířit literaturu o účincích sníženého rozsahu pohybu v kotníku, který ovlivňuje rotaci pánve v transverzální rovině. (Aquino, 2022)

6.2.3 Diskuse k hypotéze H6

H6: Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu rotace ramen v transverzální rovině během krokového cyklu mezi testovanými dětmi a dětmi v kontrolní skupině při provedení normální chůze.

Tento parametr byl důležitý zejména proto, že děti v testované skupině se věnují jednostrannému sportu (florbalu). Pasivní markery byly umístěné na akromionech.

Dynamická interakce mezi ramenními a pánevními pletenci při rotaci trupu je důležitá při různých pohybových vzorech, které se vyskytují ve většině činností každodenního života. Například špatná pohyblivost axiálních struktur a změněná postura mají za následek snížení rozsahu pohybu celého páteře. (Sung, 2014)

Výsledkem testování hypotézy je, že testovaná skupina (sportující děti) má vyrovnanější rotaci ramen než kontrolní skupina. Vzhledem ke statistické pravděpodobnosti by bylo v dalším experimentu potřeba tento parametr změřit u většího vzorku probandů.

6.2.4 Závěr diskuse k vědecké otázce č. 2

Výsledkem vědecké otázky č.2 je fakt, že mezi testovanou a kontrolní skupinou existuje rozdíl zejména v rotaci pánve a ramen, ale vzhledem ke statistické pravděpodobnosti by se měl experiment zopakovat s větším počtem probandů.

Důležité je ale zmínit, že rotace pánve a ramen jsou standardně porovnávány na základě 6 po sobě jdoucích pravidelných kroků a takové kroky se u některých probandů při statistickém zpracování těžko hledaly. Bylo to dáno tím, že u některých probandů spadl pasivní marker nalepený na těle nebo někteří probandi šli mírně šikmo ke snímajícím kamerám. Na tyto skutečnosti jsem přišla až při zpracování dat.

Pro dalších měření by bylo nejprve vhodné zkontrolovat, zda všechny pasivní markery drží na daných anatomických místech z mapy markerů Plug in Gait a provést zkoušku měření, aby se zjistilo, jak kamery snímají a poté pokračovat v měření.

6.3 Diskuse k vědecké otázce č. 3

Ve vědecké otázce č.3 jsem řešila, zda existuje souvislost mezi vybranými kineziologickými a anamnestickými údaji a naměřenými kinematickými parametry.

Z důvodu vysoké odlišnosti možných odpovědí a počtu 19 probandů v testované a 14 probandů v kontrolní skupině nebylo možné provést statistické hodnocení, proto je vyjádření k vědecké otázce 3 uvedeno pouze formou diskuse. Přesto zde můžeme najít některé souvislosti, které by mohly ovlivnit objektivitu měření.

Musíme brát v potaz variabilitu v mnoha okolnostech dětského vývoje chůze každého dítěte v experimentu a menšího počtu probandů. V úvahu musíme brát odlišnosti testované a kontrolní skupiny věkovým rozpětím a zdravotním stavem dětí.

Ačkoliv se výzkumu nemohly zúčastnit děti se závažným neurologickým onemocněním či ve stavu akutní dekompenzace chronickým onemocněním, dále pak jedinci s bolestivými stavy či akutním zraněním pohybového aparátu, které by znemožňovaly přirozenou chůzi daného jedince, můžeme u většiny dětí pozorovat výskyt problémů pohybového aparátu, které mohou souviset s vývojem dětské chůze, vadným držením těla, způsobem obouvání, stylem výchovy dětí, či běžnými zlomeninami kostí v průběhu dětství.

U většiny dětí v testované i kontrolní skupině byla také potvrzena kloubní hypermobilita. Castori a kol. odhaduje, že minimálně 10-15 % normálních dětí má hypermobilní klouby. Mnoho dětí, které mají kloubní hypermobilitu je bez symptomů (bolesti, pocitu nestability kloubu). Hypermobilita vede k přetěžování, instabilitě a bolesti. Hypermobilita musí být vyšetřována s ohledem na věk, pohlaví a etnický původ.

U dětí také kloubní hypermobilita doprovází poruchy ovlivňující neurologický vývoj. Navíc se zdá, že kloubní hypermobilita silně souvisí s vývojovými poruchami koordinace. (Castori, 2020)

Dále jsem u dětí vyšetřovala nožní klenbu. 4 děti z testované a 5 dětí z kontrolní skupiny dokonce docházelo v průběhu dětství kvůli plochým nohám

a z něho vycházející bolesti při běžných aktivitách na fyzioterapii. Celkově děti s plochonožím bylo 7 v testované skupině a 6 v kontrolní skupině.

Ueki a kol. (2019) sledovali závislost plochých nohou na věku dětí a zjistili, že plochonožím trpí 45 % předškolních dětí a 15% starších dětí (při přibližném věku 10 let). Hypermobilita a zvýšená hmotnost nebo obezita mohou zvýšit výskyt plochých nohou nezávisle na věku. Klasifikace morfologie ploché nohy zahrnuje klenbu, postavení paty a flexibilitu nohy.

Plochonoží může být spojeno s hallux valgus, s kladívkovými prsty nebo osteoartrózou. Je spojeno se subtalárním kloubem. Může také ovlivnit stojnou fázi v cyklu chůze. Tibia a talus se vnitřně otáčejí během první poloviny stojné fáze a komplex subtalárního kloubu se evertuje a chodidlo se odblokuje. Během druhé fáze stojné fáze se holenní kost a talus zevně otáčejí, proto se komplex subtalárního kloubu invertuje a talus jde do dorziflexe, což má za následek uzamčení celého chodidla. U ploché nohy chodidlo nevykazuje tuto normální inverzi, takže zůstává nestabilní. To by mohlo potenciálně vést k únavě nohou a dolních končetin. (Ueki a kol., 2019)

Dále jsem provedla vyšetření stoje, stability stoje, vyšetření pánve, rozsah pohyblivosti páteře – Stiborovu vzdálenost, vyšetření pasivní a aktivní hybnosti kloubů, vyšetření zkrácených svalů, funkční délky DKK, z pohybových stereotypů hlavně chůzi a stoj na jedné DK, vyšetření hypermobility a také palpaci m. erector spinae, m. piriformis, m. quadriceps femoris a m. triceps surae.

Žádné z těchto vyšetření u testované ani kontrolní skupiny nevykazovalo patologii.

7. Závěr

Cílem diplomové práce bylo charakterizovat dětskou chůzi a provést kinematické analýzy chůze u dětí 7-13 let, které se věnují intenzivní sportovní přípravě (florbalu) a dětí, které intenzivní sportovní přípravě nevěnují.

Na základě kinematické analýzy dětské chůze byly u testované skupiny hledány rozdílné hodnoty vybraných úhlových parametrů v porovnání s kontrolní skupinou. Hypotézy byly testovány jako nulové. Snahou tedy bylo vyvrátit hypotézy, které popíraly rozdíl v úhlových postavení pánve a ramen, rozsah dorzální a plantární flexe v hlezenním kloubu mezi skupinou intenzivně sportujících dětí a kontrolní skupinou.

Z obecných teoretických poznatků vyplývá, že děti věnující brzké sportovní specializaci v jednostranném sportu (florbalu) jsou přetěžovány a je u nich riziko zranění. Trenéři u začínajících sportovců dbají na sportovní výkon, ale už ne tolik na vhodnou a pravidelnou kompenzaci a čas na regeneraci.

Cílem bylo zjistit, zda se asymetrie držení těla ve sportu přenáší i do běžné dětské chůze.

Kromě rotace pánve a rotace ramen v transverzální rovině, rozsahu v hlezenním kloubu byly také analyzovány složky vertikální a anterior-posteriorní reakční sil země (Ground reaction force).

Výsledky studie tedy prokázaly, že u některých kinematických parametrů intenzivní sportovní příprava dětí 7-13 let vede ke změnám v chování jednotlivých analyzovaných parametrů. Jedná se zejména o to, že testovaná skupina má symetričtější rotaci pánve a ramen v transverzální rovině. Zjištěné výsledky z titulu statistické pravděpodobnosti ale nejsou dostatečně průkazné.

Je zřejmé, že testování pohybu dětí musí být komplexní a nelze se zaměřit horní nebo dolní polovinu těla. Dále také není možné provést měření úhlových parametrů pouze v jedné rovině. Musí se testovat úhlové parametry i v ostatních rovinách.

Komplexnější měření by také mohlo porovnávat děti, které se v intenzivní sportovní přípravě věnují kompenzaci jednostranného sportu a skupinu dětí, které ne.

Pokud by bylo dokázáno, že sportující děti mají skutečně změněný pohybový stereotyp chůze, mohlo by to přinést otázky k dalšímu zkoumání kompenzačních cvičení u dětí a neuromuskulárního tréninku, který je dnes běžně aplikován u dospělých jako prevence úrazů. Výsledky by také mohly sloužit k prevenci úrazů, přetížení a dalším výzkumu kinematické analýzy u mladých sportovců.

Referenční seznam

1. ALDERSON, Lucy M., Sandra X JOKSAITE, Jennifer KEMP, Eleanor MAIN, Tim WATSON, Frances M PLATT a Mario CORTINA-BORJA. Age-related gait standards for healthy children and young people: the GOS-ICH paediatric gait centiles. *Archives of Disease in Childhood* [online]. 2019, 104(8), 755-760 [cit. 2023-06-11]. ISSN 0003-9888. Dostupné z: doi:10.1136/archdischild-2018-316311
2. ASSAIANTE, Christine. *Development of Locomotor Balance Control in Healthy Children* [online]. 1998, 22(4), 527-532 [cit. 2022-08-31]. ISSN 01497634. Dostupné z: doi:10.1016/S0149-7634(97)00040-7
3. AQUINO, Mariana R.C., Renan A. RESENDE, Renata N. KIRKWOOD, Thales R. SOUZA, Sergio T. FONSECA a Juliana M. OCARINO. Spatial-temporal parameters, pelvic and lower limb movements during gait in individuals with reduced passive ankle dorsiflexion [online]. 2022, 93, 32-38 [cit. 2023-06-20]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2022.01.010
4. BAKER, Joseph, Stephen COBLEY a Jessica FRASER-THOMAS. *What do we know about early sport specialization? Not much!. High Ability Studies* [online]. 2009, 20(1), 77-89 [cit. 2023-02-09]. ISSN 1359-8139. Dostupné z: doi:10.1080/13598130902860507
5. CASTORI, Marco. *Joint hypermobility in children: a neglected sign needing more attention*. *Minerva Pediatrica* [online]. 2020, 72(2) [cit. 2023-06-25]. ISSN 00264946. Dostupné z: doi:10.23736/S0026-4946.20.05766-7
6. CIMOLIN, Veronica a Manuela GALLI. *Summary measures for clinical gait analysis: A literature review* [online]. 2014, 39(4), 1005-1010 [cit. 2023-06-21]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2014.02.001
7. COUTTS, Fiona. *Gait analysis in the therapeutic environment*. *Manual Therapy* [online]. 1999, 4(1), 2-10 [cit. 2023-06-20]. ISSN 1356689X. Dostupné z: doi:10.1016/S1356-689X(99)80003-4
8. CZAMARA, Andrzej, Iga MARKOWSKA a Magdalena HAGNER-DERENGOWSKA. *Three-dimensional kinematic analysis of ankle, knee, hip, and pelvic rotation during gait in patients after anterior cruciate ligament reconstruction - early results*. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2015, 16(1) [cit. 2023-06-27]. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-015-0726-8

9. DAVIS, Roy B. *Reflections on clinical gait analysis*. Journal of Electromyography and Kinesiology [online]. 1997, 7(4), 251-257 [cit. 2023-06-23]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/S1050-6411(97)00008-4
10. DOUGLAS, Christine, Jonathan WRIGHT a Benjamin JACOBS. *Variations in gait development: what is normal and when should I be concerned?*. Paediatrics and Child Health [online]. 2022, 32(2), 71-76 [cit. 2023-06-12]. ISSN 17517222. Dostupné z: doi:10.1016/j.paed.2021.11.005
11. DÍAZ-PEREIRA, María Pino, Yannick LÓPEZ-ARAUJO a Miguel LORENZO-MARTÍNEZ. *Examining Variations Between Everyday Life Handedness and Lateral Preferences for Sport-Specific Skills in Children*. Research Quarterly for Exercise and Sport [online]. 2021, 2021(10), 1-6 [cit. 2023-01-30]. ISSN 0270-1367. Dostupné z: doi:10.1080/02701367.2021.1994121
12. DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
13. DYLEVSKÝ, Ivan. *Anatomie dítěte: nípíoanatomie*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, 2017. ISBN 978-80-0105-094-1.
14. EMERY, Carolyn A, Thierry-Olivier ROY, Jackie L WHITTAKER, Alberto NETTEL-AGUIRRE a Willem VAN MECHELEN. *Neuromuscular training injury prevention strategies in youth sport: a systematic review and meta-analysis*. British Journal of Sports Medicine [online]. 2015, 49(13), 865-870 [cit. 2023-01-30]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2015-094639
15. F. HARRIS, Gerald a Peter A. SMITH. *Pediatric Gait: A New Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology* [online]. United Kingdom: I.E.E.E.Press, 2000 [cit. 2023-06-25]. ISBN 978-0780364691. Dostupné z: <https://www.biblio.com/book/pediatric-gait-new-millennium-clinical-care/d/1468304209>
16. GROSS, J. M., Fetto, J., Rosen, E. *Vyšetření pohybového aparátu*. 2. vyd. Praha: Triton, 2005, 599 s. ISBN 80-7254-720-8
17. GREER, Nancy L., Joseph HAMILL a Kevin R. CAMPBELL. *Ground Reaction Forces in Children's Gait*. Pediatric Exercise Science [online]. 1989, 1(1), 45-53 [cit. 2023-06-27]. ISSN 0899-8493. Dostupné z: doi:10.1123/pes.1.1.45
18. Guo, G., Guffey, K., Chen, W. *et al.* Classification of Normal and Pathological Gait in Young Children Based on Foot Pressure Data. *Neuroinform* **15**, 13–24 (2017). <https://doi.org/10.1007/s12021-016-9313-x>

19. HILLMAN, Susan J., Benedict W. STANSFIELD, Alison M. RICHARDSON a James E. ROBB. *Development of temporal and distance parameters of gait in normal children* [online]. 2009, **29**(1), 81-85 [cit. 2022-02-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2008.06.012
20. CHAMBERS, Henry G. a David H. SUTHERLAND. A Practical Guide to Gait Analysis. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. 2002, **10**(3), 222-231 [cit. 2022-08-31]. ISSN 1067-151X. Dostupné z: doi:10.5435/00124635-200205000-00009
21. ITO, Tadashi, Koji NORITAKE, Yuji ITO, et al. Three-dimensional gait analysis of lower extremity gait parameters in Japanese children aged 6 to 12 years. *Scientific Reports* [online]. 2022, **12**(1) [cit. 2023-06-12]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-022-11906-1
22. JAYANTHI, Neeru A., Eric G. POST, Torrance C. LAURY a Peter D. FABRICANT. Health Consequences of Youth Sport Specialization. *Journal of Athletic Training* [online]. 2019, **54**(10), 1040-1049 [cit. 2023-06-25]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-380-18
23. JOHNSTON, Laura, Deborah EASTWOOD a Benjamin JACOBS. *Variations in normal gait development*. *Paediatrics and Child Health* [online]. 2014, **24**(5), 204-207 [cit. 2023-02-09]. ISSN 17517222. Dostupné z: doi:10.1016/j.paed.2014.03.006
24. KOLÁŘ, Pavel et al. 2009. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vydání. Praha : Galén, 2009. 978-80-7262-657-1.
25. KUČERA, Miroslav, DYLEVSKÝ, Ivan a autorů, kolektiv. 1997. Pohybový systém a zátěž. Praha : Grada, 1997. 80-7169-258-1.
26. KYRIAZIS, V. Temporal gait analysis of children aged 9–10 years. *Journal of Orthopaedics and Traumatology* [online]. **3**(1), 31-34 [cit. 2022-08-31]. ISSN 15909921. Dostupné z: doi:10.1007/s101950200025
27. LACQUANITI, Francesco, Yuri P IVANENKO a Myrka ZAGO. Development of human locomotion. *Current Opinion in Neurobiology* [online]. 2012, **22**(5), 822-828 [cit. 2023-06-07]. ISSN 09594388. Dostupné z: doi:10.1016/j.conb.2012.03.012
28. LEARDINI, Alberto, Zimi SAWACHA, Gabriele PAOLINI, Stefania INGROSSO, Roberto NATIVO a Maria Grazia BENEDETTI. *A new anatomically based protocol for gait analysis in children* [online]. 2007, **26**(4), 560-571 [cit. 2022-02-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2006.12.018

29. *Léčebná rehabilitace v pediatrii*. Praha: Raabe, [2017]. Rehabilitační a fyzikální terapie. ISBN 978-80-7496-313-1.
30. LEPPÄNEN, Mari, Kati PASANEN, Urho M KUJALA a Jari PARKKARI. *Overuse injuries in youth basketball and floorball*. Open Access Journal of Sports Medicine [online]. 2015 [cit. 2023-02-05]. ISSN 1179-1543. Dostupné z: doi:10.2147/OAJSM.S82305
31. LEPPÄNEN, Mari, Kati PASANEN, Tron KROSSHAUG, et al. *Sagittal Plane Hip, Knee, and Ankle Biomechanics and the Risk of Anterior Cruciate Ligament Injury: A Prospective Study*. Orthopaedic Journal of Sports Medicine [online]. 2017, 5(12) [cit. 2023-02-09]. ISSN 2325-9671. Dostupné z: doi:10.1177/2325967117745487
32. LIU, Wei, Qichang MEI, Peimin YU, Zixiang GAO, Qiuli HU, Gustav FEKETE, BÍRÓ ISTVÁN a Yaodong GU. Biomechanical Characteristics of the Typically Developing Toddler Gait: A Narrative Review. *Children* [online]. 2022, 9(3) [cit. 2022-08-31]. ISSN 2227-9067. Dostupné z: doi:10.3390/children9030406
33. MARTIN, Philip E. a Anthony P. MARSH. Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. *Journal of Biomechanics* [online]. 1992, 25(10), 1237-1239 [cit. 2023-06-27]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(92)90081-B
34. MURPHY, Kevin, Mary MCMAHON a Amy HOUTROW. *Pediatric Rehabilitation: Principles and Practise* [online]. Šesté. New York: Springer Publishing, 2021 [cit. 2022-02-04]. ISBN 978-0-8261-4707-3.
35. MÜLLER, Bertram a Sebastian I. WOLF. *Handbook of Human Motion* [online]. Germany: Springer Cham, 2018 [cit. 2023-06-25]. ISBN 978-3-319-14417-7. Dostupné z: <https://link.springer.com/referencework/10.1007/978-3-319-14418-4#book-header>
36. NANDY, Anup, Shaika CHAKRABORTY, Jayeeta CHAKRABORTY a Gentiane VENTURE. *Modern Methods for Affordable Clinical Gait Analysis: Theory and Applications in Healthcare* [online]. Londýn: Elsevier, 2021 [cit. 2022-02-04]. ISBN 978-0-323-85245-6.
37. OEFFINGER, Donna, Bridgett BRAUCH, Shelley CRANFILL, Cary HISLE, Cyndi WYNN, Ramona HICKS a Sam AUGSBURGER. Comparison of gait with and without shoes in children [online]. 1999, 9(2), 95-100 [cit. 2023-06-24]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(99)00005-3
38. DE ONIS, M., C. GARZA, A.W. ONYANGO a M.-F. ROLLAND-CACHERA. Les standards de croissance de l'Organisation mondiale de la santé pour les nourrissons et les

jeunes enfants. Archives de Pédiatrie [online]. 2009, 16(1), 47-53 [cit. 2023-06-22]. ISSN 0929693X. Dostupné z: doi:10.1016/j.arcped.2008.10.010

39. PASANEN, Kati, Jussi HIETAMO, Tommi VASANKARI, Pekka KANNUS, Ari HEINONEN, Urho M. KUJALA, Ville M. MATTILA a Jari PARKKARI. *Acute injuries in Finnish junior floorball league players. Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2018, 21(3), 268-273 [cit. 2023-02-05]. ISSN 14402440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jsams.2017.06.021

40. POMARINO, David, Juliana RAMÍREZ LLAMAS a Andrea POMARINO. *Analysis of Physiological Gait Pattern in Children Without the Influence of Footwear* [online]. 2016, 9(6), 506-512 [cit. 2022-08-31]. ISSN 1938-6400. Dostupné z: doi:10.1177/1938640016666914

41. PREIS, Sabine, Anja KLEMMS a Kristiina MÜLLER. Gait analysis by measuring ground reaction forces in children: changes to an adaptive gait pattern between the ages of one and five years [online]. 1997, 39(4), 228-233 [cit. 2023-06-27]. ISSN 00121622. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-8749.1997.tb07416.x

42. POPKIN, Charles A., Ahmad F. BAYOMY a Christopher S. AHMAD. *Early Sport Specialization. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. 2019, 27(22), e995-e1000 [cit. 2023-01-30]. ISSN 1067-151X. Dostupné z: doi:10.5435/JAAOS-D-18-00187

43. SAWATZKY, BJ, DJ SANDERSON, RD BEAUCHAMP a AR OUTERBRIDGE. Ground reaction forces in gait in children with clubfeet — a preliminary study [online]. 1994, 2(2), 123-127 [cit. 2023-06-27]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/0966-6362(94)90102-3

44. SATO, Haruhiko, Yuko NOMURA a Kanami KAMIDE. *Relationship between static balance and gait parameters in preschool children* [online]. 2022, 96, 143-148 [cit. 2023-06-13]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2022.05.029

45. SOUMAR, L. Kinematická analýza. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, 2011, 52 s. ISBN 978-80-7414-399-1.

46. STANSFIELD, B.W., S.J. HILLMAN, M.E. HAZLEWOOD, et al. *Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds* [online]. 2006, 23(3), 288-294 [cit. 2022-02-04]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2005.03.005

47. SUNG, Paul S. *A kinematic analysis for shoulder and pelvis coordination during axial trunk rotation in subjects with and without recurrent low back pain* [online].

- 2014, 40(4), 493-498 [cit. 2023-06-27]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2014.06.001
48. TAKEGAMI, Yasumitsu. Wave Pattern of Ground Reaction Force of Growing Children. *Journal of Pediatric Orthopaedics* [online]. 1992, 12(4), 522-526 [cit. 2023-06-27]. ISSN 0271-6798. Dostupné z: doi:10.1097/01241398-199207000-00021
49. UEKI, Yoshino, Eisuke SAKUMA a Ikuo WADA. *Pathology and management of flexible flat foot in children*. *Journal of Orthopaedic Science* [online]. 2019, 24(1), 9-13 [cit. 2023-06-27]. ISSN 09492658. Dostupné z: doi:10.1016/j.jos.2018.09.01
50. VAN DER LINDEN, Mariëtta L., Alison M. KERR, M. Elizabeth HAZLEWOOD, Susan J. HILLMAN a James E. ROBB. *Kinematic and Kinetic Gait Characteristics of Normal Children Walking at a Range of Clinically Relevant Speeds*. *Journal of Pediatric Orthopaedics* [online]. 2002, 22(6), 800-806 [cit. 2023-02-08]. ISSN 0271-6798. Dostupné z: doi:10.1097/01241398-200211000-00021
51. VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-725-4837-9.
52. VÉLE, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. ISBN 9788071692560.
53. VOJTA, Václav a PETERS, Annegret. 2010. *Vojtův princip: svalové souhry v v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. 1. české vydání. Praha : Grada Publishing, a. s., 2010. 978-80-247-2710-3.
54. WEBSTER, Joseph B. a Benjamin J. DARTER. Principles of Normal and Pathologic Gait. *Atlas of Orthoses and Assistive Devices* [online]. Elsevier, 2019, 2019, 49-62.e1 [cit. 2023-06-25]. ISBN 9780323483230. Dostupné z: doi:10.1016/B978-0-323-48323-0.00004-4
55. WHITTLE, Michael, David LEVINE a Jim RICHARDS. *Whittle's gait analysis* [online]. Páté. Oxford: Elsevier, 2012 [cit. 2022-02-04]. ISBN 978-0-7020-4265-2.
56. ZAKARIA, Nur Khalidah, R. JAILANI a NM TAHIR. *GENDER DIFFERENCES IN GAIT FEATURES OF HEALTHY CHILDREN*. *Jurnal Teknologi* [online]. 2015, 77(7) [cit. 2022-08-31]. ISSN 2180-3722. Dostupné z: doi:10.11113/jt.v77.6238

Seznam příloh

Příloha č. 1 – Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

Příloha č. 2 – Informovaný souhlas

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Příloha č. 4 – Dotazník a zdravotní stav

Příloha č. 5 – Kineziologické vyšetření

Příloha č. 6 – Foto chůze probanda

Příloha č. 1 – Žádost o vyjádření etické komise

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

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Charakteristika chůze dětí – kinematická analýza

Forma projektu: výzkumná práce-diplomová práce

Období realizace: říjen 2022 – květen 2023

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

Předkladatel: Bc. Helena Kernerová UK FTVS, katedra Fyzioterapie

Hlavní řešitel: Bc. Helena Kernerová UK FTVS, katedra Fyzioterapie

Místo výzkumu (pracoviště): UK FTVS laboratoř kinematické analýzy

Spoluřešitel(é):

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Ing. Miloslav Vilímek, UK FTVS katedra Anatomie a Biomechaniky

Finanční podpora: -

Popis projektu: Cílem této diplomové práce je snaha charakterizovat dětskou chůzi pomocí kinematické analýzy a objektivně zjistit, jak zrak ovlivňuje chůzi dítěte. Práce naváže na předchozí práce jiných autorů a cílem diplomové práce je pak vyhledat a zhodnotit současné poznatky v této oblasti. Během měření nebude použito žádných invazivních metod. 3D kinematická analýza bude snímána pomocí kamer. Každý účastník a jeho zákonný zástupce také vyplní dotazník se základními informacemi (pohlaví, věk, výška, váha, BMI, jak často se věnuje turistice, zda měl v průběhu dětství nějaké zranění, vývoj chůze v dětství, používání ortopedických pomůcek). Účastníci a jejich zákonní zástupci budou poučeni o všech souvislostech a rizicích s výzkumem spojených. Výzkumu se budou děti účastnit, pouze když jejich zákonní zástupci podepíší dobrovolně informovaný souhlas. Před kinematickou analýzou bude také každé dítě vyšetřeno pomocí kineziologického rozboru za přítomnosti zákonného zástupce. Během měření budou na maximálně 3x na 5 minut dítěti zavázány oči šátkem nebo zakryty maskou na oči – dítě bude po místnosti doprovázen proškolený zdravotnický pracovník, který bude dítě jistit, aby se zamezilo riziku pádu. Cílem je zjistit, jak ztráta zraku ovlivňuje chůzi. Rodiče účastníků budou podepisovat souhlas se zavázáním očí.

Charakteristika účastníků výzkumu: Předpokládaný počet účastníků je 20 dětí ve věku 7-13 let, které nejsou závodními sportovci a mají platnou zdravotní prohlídku. Výzkumného projektu se nezúčastní jedinci s mentálním deficitem, s rizikem epileptického záchvatu, se závažným neurologickým a jiným onemocněním či ve stavu akutní dekompenzace chronickým zejména infekčním onemocněním. Dále pak jedinci s bolestivými stavy či zraněními pohybového aparátu, které by znemožňovaly provedení přirozené chůze daného jedince a jedinci v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu. Probandy do výzkumu bude vybírat hlavní řešitelka práce fyzioterapeutka Bc. Helena Kernerová. Rodiče pro účast jejich dětí ve výzkumu budou oslovovat v dětské volnočasové všestranně rozvíjející organizaci Junák – český skaut, z.s. Tato organizace není sportovní klub. Rodiče dětí budou oslovovat prostřednictvím emailové adresy, případně pozvánky umístěné na Facebook na stránky dětské organizace Junák – český skaut, z.s. (viz Pozvání k účasti organizacím).

Zajištění bezpečnosti: Jedná se o neinvazivní metodu. Zdraví ani kožní kryt probandů nebude porušen. Všechna měření budou probíhat v laboratoři s pokojovou teplotou. Děti se budou účastnit měření v doprovodu svého zákonného zástupce. Dále budou na předem určená místa těla nalepeny markery pro snímání kinematických dat pomocí kamerového systému. Výzkum proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenu obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel.

Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem. Během měření budou maximálně 3x na 5 minut dítěti zavázány oči šátkem nebo zakryty maskou na oči – dítě bude po místnosti doprovázen proškolený zdravotnický pracovník, který bude dítě jistit, aby se zamezilo riziku pádu. Cílem je pomocí kinematické analýzy zjistit, jak ztráta zraku ovlivňuje chůzi.

Měření bude probíhat pod odborným dohledem Ing. Miloslava Vilímka, Ph.D.

Etické aspekty výzkumu: Výzkum zahrnuje vulnerabilní skupinu nezletilých osob, protože precizní diagnostikou chůze dětí můžeme preventivně předejít dysfunkcím pohybového aparátu v jejich pozdějším věku a tato diagnostika může mít vliv na lepší kvalitu jejich života.

Účastníci výzkumu jsou děti 1. stupně ZŠ s doprovodem jejich zákonného zástupce. Očekávaným přínosem tohoto výzkumu je diagnostika chůze dětí a jejich rovnováhy objektivní metodou a poradenstvím, jak předcházet dysfunkcím a onemocnění pohybového aparátu dětí.

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešleslavín

Potenciální střet zájmů: U mé osoby neexistuje skutečnost, která by mohla narušit objektivitu/integritu výzkumu. Výzkum není prováděn pro žádnou instituci či organizaci. Nejsem v pracovním právním (ani rodinném) vztahu k žádnému účastníkovi výzkumu. Nemám soukromý zájem na výsledku výzkumu a ani výzkum nevede k osobnímu prospěchu. Vedoucí práce bude dohlížet nad korektností a nestranností posuzování výsledků výzkumu mou osobou. Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ohrozit integritu a důvěryhodnost výzkumu.

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 (jméno a příjmení, věk, pohlaví, rok a měsíc narození, kontaktní údaje, data získaná výše uvedenými metodami, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít řešitelka diplomové práce Bc. Helena Kermerová.

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/rozmaznáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizované fotografie budou uloženy v zaheslovaném počítači řešitele v uzamčeném prostoru a budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Přístup k nim bude mít pouze řešitelka práce. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Pořizování videí účastníků: V rámci výzkumu bude pořizován videozáznam. K videozáznamům budu mít přístup já hlavní řešitelka Bc. Helena Kermerová. Neanonymizované videozáznamy budou po ukončení výzkumu smazány a před smazáním budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčené místnosti a budou bezprostředně po ukončení výzkumu do 1 dne po odevzdání diplomové práce smazány. Videozáznam nebude nikdy publikován.

Při pořizování videí budu dbát na to, aby na videa nebyly natáčeny osoby, které nejsou součástí výzkumu.

Pořizování audio nahrávek účastníků: Během výzkumu nebude pořizován audiozáznam.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Text informovaného souhlasu (IS): příložen

Povinnosti 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. Potvrzují, 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: 19.10.2022

Podpis předkladatele: *Kermerová*

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 Slepíčka, 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: *934/2021*

dne: *21. 10. 2022*

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala rozpor s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky.

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

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, UK FTVS 52, Praha 6

Heller J.
podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 – Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS k žádosti 337/2021

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 biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s účastí Vašeho syna/dcery ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci diplomové práce s názvem Charakteristika chůze dětí – kinematická analýza prováděné v laboratoři katedry Anatomie a Biomechaniky.

Projekt bude probíhat v období: říjen 2022 – červen 2023

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

Projekt není financován.

Cílem výzkumného projektu je charakterizovat dětskou chůzi pomocí 3D kinematické analýzy pomocí kamer. Dále pak pomocí dotazníku zhodnotit vývoj chůze a zranění, které Váš syn/dcera prodělal/a.

Měření bude neinvazivní.

Vaše dítě se bude účastnit vstupního vyšetření, vyplnění dotazníku (věk, pohlaví, rok a měsíc narození, zdravotnickou anamnézu dítěte), nalepení markerů na kůži, které budou snímat kamery a analyzovat chůzi.

Vstupní vyšetření a měření bude trvat hodinu. Měření se bude opakovat, pouze pokud to bude nezbytné pro výsledky měření kinematické analýzy chůze.

Vaše dítě se po vyplnění dotazníku a vstupním vyšetření se bude účastnit 3D kinematické analýzy pomocí kamer. Před analýzou budou Vašemu dítěti nalepeny markery (značky) na kůži na určená místa na těle v zejména v oblasti kloubů. Nalepení markerů je bezbolestné a neinvazivní. Následně poprosím Vaše dítě, aby se několikrát prošlo po místnosti z jedné strany na druhou, a předem nalepené značky na těle dítěte budou snímat kamery. Vaše dítě budou po celou dobu měření doprovázet hlavní řešitelka práce z důvodu bezpečnosti. Cílem je zjistit, jak jednostranná sportovní zátěž ovlivňuje chůzi dítěte. Po měření budou Vašemu dítěti markery (značky) sejmuty a můžete odcházet. V případě, že bude potřeba měřit opakovaně, budete předem vyzváni. Vyšetření i analýza bude probíhat stejně.

U měření můžete být s Vaším dítětem po celou dobu přítomný/a. S Vaším dítětem budu jednat profesionálně podle etického kodexu zdravotnických profesionálů a s respektem k nepříjemným pocitům během měření.

Měření bude probíhat jednotlivě.

Zdraví ani kožní kryt nebude porušen. Všechna měření budou probíhat v laboratoři s pokojovou teplotou. Dále budou na předem určená místa nalepeny markery pro snímání kinematických dat pomocí kamerového systému. Výzkum proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenou obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel.

Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Měření bude probíhat pod odborným dohledem Ing. Miloslava Vilímka, Ph.D.

Výzkumu se nezúčastní děti s mentálním deficitem, s rizikem epileptického záchvatu, se závažným neurologickým a jiným onemocněním či ve stavu akutní dekompenzace chronickým (zejména infekčním) onemocněním. Dále pak s bolestivými stavy či zraněními pohybového aparátu, které by znemožňovaly provedení přirozené chůze daného jedince a děti v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu.

Očekávaným přínosem tohoto výzkumného projektu pro Vás je posouzení chůze Vašeho dítěte a jeho rovnováhy s možností poradenství v oblasti rehabilitace jako prevence onemocnění pohybového aparátu Vašeho dítěte.

Účast Vašeho dítěte v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocená.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit v diplomové práci v studentském informačním systému (SIS), nebo na e-mail adrese: h.kernerova@gmail.com

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 (jméno a příjmení, věk, pohlaví, rok a měsíc narození, kontaktní údaje, data získaná výše uvedenými metodami), které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít řešitelka diplomové práce Bc. Helena Kernerová.

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 a budou bezprostředně do 1 týdne po vyfotografování osob smazány. Přístup k nim bude mít pouze řešitelka výzkumu. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

Pořizování videí účastníků V rámci výzkumu bude pořizován videozáznam. K videozáznamům budu mít přístup já hlavní řešitelka Bc. Helena Kernerová. Neanonymizované videozáznamy budou po ukončení výzkumu smazány a před smazáním budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčené místnosti a budou bezprostředně po ukončení výzkumu do 1 dne po odevzdání diplomové práce smazány. Videozáznam nebude nikdy publikován.

Při pořizování videí budu dbát na to, aby na videa nebyly natáčeny osoby, které nejsou součástí výzkumu

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Helena Kernerová

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Helena Kernerová
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 mé dítě má 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:

Jméno a příjmení zákonného zástupce

Vztah zákonného zástupce k účastníkovi Podpis:

Příloha č.3 - Seznam obrázků

Obrázek 1 – Sedm stupňů vzpřímené lokomoce dle McGrawa a) Reflexní kroková fáze, b) inhibiční nebo statická fáze, c) přechodná fáze, která zahrnuje činnosti, jako je dupání nohou nebo poskakování vestoje a znovuoobjevení se krokových pohybů, d) záměrná kroková fáze se vzpřímeným držením těla, e) fáze samostatného kroku označující začátek samostatné chůze, f) progresse paty a špičky, g) dospělý vzor chůze se synchronním švihem paží s opačnou dolní končetinou. (P. Piek 2005, str.130)	7
Obrázek 2 – Popis jednoho cyklu chůze pomocí Reakční sil od země (Ground reaction force). Má složky vertikální, předozadní (anterior-posteriorní) a pravolevou (mediolaterální). Zdroj: vlastní měření, proband VH.....	23
Obrázek 3 – analýza dat v systému Qualisys Motion Capture – proband provádí chůzi po deskách Kistler. Zdroj: vlastní měření.....	30
Obrázek 4 – Umístění markerů při měření chůze systémem Plug in Gait, 15 – akromion, 16 – mediální a laterální kondyl humeru, 17- processus styloideus radii a ulnae, zdroj: vlastní měření	31
Obrázek 5 – Graf testované a kontrolní skupiny – rozdíl věků, zdroj: vlastní měření	34
Obrázek 6 – Procentuální rozdíl v délkách kroku testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní naměřená data.....	37
Obrázek 7 – Graf porovnání závislosti rychlosti na výšce u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva), zdroj: vlastní měření.	38
Obrázek 8 – Porovnání odrazové síly (anterior-posteriorní složky) v závislosti na dominantní dolní končetině probandů u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.....	39
Obrázek 9 – Zobrazení porovnávaných bodů LDK a PDK vertikální složky GRF důležitých pro výpočet tvrdosti došlapu. Zdroj: vlastní měření	40

Obrázek 10 – Graf porovnání tvrdosti došlapu (vertikální složka GRF) u levé dolní končetiny u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.	41
Obrázek 11 – Graf porovnání tvrdosti došlapu (vertikální složka GRF) u levé dolní končetiny u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.	41
Obrázek 12 – Zobrazení porovnávaných bodů na vertikální a anterior-posteriorní složce GRF. Zdroj: vlastní měření.	43
Obrázek 13 – Graf porovnání brzdné síly u levé dolní končetiny (vertikální + předozadní složky GRF) mezi testovanou skupinou (modrá barva) a kontrolní skupinou (červená barva). Zdroj: vlastní měření.....	44
Obrázek 14 – Porovnání brzdné síly u pravé dolní končetiny (vertikální + anterior-posteriorní složky GRF) mezi testovanou skupinou (modrá barva) a kontrolní skupinou (červená barva). Zdroj: vlastní měření.....	44
Obrázek 15 – Zobrazení grafu rozsahu flexe hlezna LDK. Zdroj: vlastní měření, proband AZ.	45
Obrázek 16 – Znázornění grafu rozsahu flexe hlezna PDK. Zdroj: vlastní měření, proband AZ.	45
Obrázek 17 – Zobrazení grafu rozsahu flexe hlezna PDK. Zdroj: vlastní měření, proband AZ	46
Obrázek 18 – Graf porovnání rozsahu flexe hlezenního kloubu LDK u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.	46
Obrázek 19 – Graf porovnání rozsahu flexe hlezenního kloubu PDK u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.	47
Obrázek 20 – Graf rotace pánve. Zdroj: vlastní měření, proband MD.....	49
Obrázek 21 – Graf porovnání rotace pánve u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření.	50
Obrázek 22 – Graf rotace ramen. Zdroj: vlastní měření, proband LP	51

Obrázek 23 Porovnání rotace ramen u testované skupiny (modrá barva) a kontrolní skupiny (červená barva). Zdroj: vlastní měření..... 52

Obrázek 24 – Fotky chůze probanda v biomechanické laboratoři UK FTVS
.....XII

Příloha č. 4 – Dotazník a zdravotní stav

Dotazník a zdravotní stav

Otázky ze zdravotního dotazníku. Byl zpracován formou Google formuláře.

Jméno dítěte (iniciály):

Pohlaví: muž/ žena

Rok narození:

Výška (cm):

Váha (kg):

Je vaše dítě pravák nebo levák?

Mělo Vaše dítě v průběhu dětství nějaké zranění – jaké?

Mělo Vaše dítě v průběhu dětství nějakou operaci – jakou?

Má Vaše dítě deformitu páteře (skolióza, hyperkyfóza, hypokyfóza)?

Bylo někdy Vaše dítě vyšetřované pro hypermobilitu? V jaké části těla?

Vyhledal/a jste někdy fyzioterapii pro Vaše dítě? S jakými obtížemi?

Dělá Vaše dítě nějaký sport? Na jaké úrovni? Jak často týdně trénuje a jak často má zápasy/ soutěže?

Dělá Vaše dítě ke sportu nějaké kompenzační/ regenerační cvičení (jógu, plavání)?

Příloha č. 5 – Kineziologické vyšetření

Kineziologický rozbor:

Vyšetření aspektů: pohled zezadu, pohled zepředu, pohled z boku

Vyšetření funkční délky DKK

Vyšetření palpací: klenba nohy, m. piriformis, m. triceps surae, m. quadriceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus, erector spinae, SI skloubení

Vyšetření kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu metodou SFTR bilaterálně

Vyšetření hypermobility: zkouška založených paží, extendovaných loktů, zkouška šály, zkouška předklonu

Rozsah pohyblivosti páteře – Ottova a Shoberova distance

Vyšetření zkrácených svalů – m. ilipsoas, m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. biceps femoris, m. triceps surae

Vyšetření pohybových stereotypů: chůze, stoj na 1 DK, squat

Příloha č. 6 – Foto chůze probanda



Obrázek 24 – Fotky chůze probanda v biomechanické laboratoři UK FTVS