

UNIVERZITA KARLOVA

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Monika Hrachovcová

**Kinematická analýza běžecké lokomoce dětí
ve věku 6-8 let**

(diplomová práce)

Praha 2020

Autor práce: **Bc. Monika Hrachovcová**

Vedoucí práce: **MUDr. Kryštof Slabý**

Oponent práce: **MUDr. Jan Pokorný**

Datum obhajoby: **2020**

Bibliografický záznam

HRACHOVCOVÁ, Monika. *Kinematická analýza běhu dětí ve věku 6-8 let*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2020. 90 s. Vedoucí diplomové práce MUDr. Kryštof Slabý.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá biomechanikou běhu a kinematickou analýzou postury dětí ve věku 6 – 8 let při běhu.

Práce se skládá ze dvou částí. První teoretická část je zpracovaná formou rešerše. Zabývá se biomechanikou běhu, vývojem běhu, vlivem biomechaniky běhu na vznik běžecých zranění a popisuje kinematickou analýzu běhu. K vytvoření rešerše byla použita odborná literatura a odborné články získané z databází PubMed, ScienceDirect a zdrojů Národní lékařské knihovny a Univerzity Karlovy.

Druhá část je věnována experimentu. Žáci prvních tříd základních škol byli snímáni při běhu spontánní rychlostí dvěma kamerami. Získaný videozáznam byl rozměřen pomocí programu Kinovea 0.8.12. Byly detekovány tři snímky stejné fáze (moment došlapu, moment vertikály a moment toe-off), ze kterých byly analyzovány vybrané úhly v sagitální rovině. Tyto úhly byly v rámci výběrového souboru popsány pojmy deskriptivní statistiky. V rámci souboru byly podle určitých znaků vybrány podskupiny, jejichž kinematické parametry byly srovnávány pro zjištění statisticky významných rozdílů.

V diskuzi jsou srovnávány získané hodnoty s hodnotami, které jsou uváděny v odborných člancích a jsou nabízeny návrhy pro další zkoumání.

Klíčová slova

běh, děti, biomechanika, kinematická analýza, videoanalýza

Bibliographical record

HRACHOVCOVÁ, Monika. *Kinematic analysis of running in children aged 6 to 8 years*. Prague: The Charles University, 2nd Faculty of Medicine, Department of Rehabilitation and Sports Medicine, 2020. 90 p. Thesis supervisor MUDr. Kryštof Slabý.

Abstract

This diploma thesis deals with the biomechanics of running and the kinematic analysis of running in children aged 6 – 8 years.

The paper consists of two parts. The first part deals with the biomechanics of running and its development, running injuries and describes the kinematic analysis of running. The PubMed, the ScienceDirect Database and sources of the National Medical Library and of the Charles University were searched for creating this theoretical part.

The second part describes the experiment - methods and its results. 70 children were recorded during overground running at spontaneous speed. The obtained video recording was measured using the Kinovea 0.8.12. program. The video was scrolled through frames and three moments of the stance phase (initial contact, midstance and moment toe-off) were detected. At these moments selected angles in the sagittal plane were analyzed. These angles were described in terms of descriptive statistics. Certain characteristics subdivided the cohort into two groups. These were compared in kinematic parameters to determine statistically significant differences.

The obtained values from the experiment are discussed and compared with the values from the recent literature dealing with kinematics of running. At last the suggestions for further research are offered.

Keywords

run, children, biomechanics, kinematic analysis, videoanalysis

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Kryštofa Slabého, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 11. 5. 2020

Bc. Monika Hrachovcová

Poděkování

Ráda bych poděkovala Bc. Ondřeji Růžkovi za pomoc s provedením experimentu, Mgr. Valerii Jelínkové za asistenci při natáčení a Bc. Janu Šípovi za zapůjčení kamery. Za pomoc při statistickém zpracování dat děkuji MUDr. Kryštofu Slabému. Nemalý dík patří zúčastněným základním školám, jejich vedení, učitelům a samozřejmě žákům a jejich rodičům.

SEZNAM ZKRATEK

CoM	center of mass (těžiště)
CoP	center of pressure (působíště vektoru reakční síly)
Cp	krční páteř
CTh	přechod krční a hrudní páteře (cerviko-thorakální přechod)
FFS / FF	forefoot strike (dopad na špičku)
(v)GRF	(vertical)ground reaction force (vertikální reakční síla země)
IC	initial contact (došlap)
LR	loading response (fáze zatěžování)
MFS / MF	midfoot strike (dopad na střed nohy)
MTP	metatarsofalangeální
MS	midstance (období střední opory)
MSw	midswing (období středního švihů)
RFS / RF	rearfoot strike (dopad na patu)
RRI/-s	running – related injury/-ies (běžecká zranění)
StP	stance phase (stojná fáze)
SwP	swing phase (švihová fáze)
TO	toe-off (moment zdvihnutí palce)
TSw	terminal swing (konečný švih)

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK	3
OBSAH	4
ÚVOD	10
TEORETICKÁ ČÁST	11
1 BĚŽECKÁ LOKOMOCE	11
1.1 BĚŽECKÝ KROKOVÝ CYKLUS	11
1.2 KINEMATIKA A SVALOVÁ AKTIVITA DOLNÍCH KONČETIN V BĚŽECKÉM KROKOVÉM CYKLU.....	13
1.2.1 Stojná fáze	13
1.2.2 Švihová fáze	15
1.2.3 Pohyb trupu	17
1.2.4 Pohyb horních končetin	17
1.3 POSTURÁLNÍ STABILIZACE.....	18
1.4 ZPŮSOB DOŠLAPU PŘI BĚHU.....	20
1.5 ZPŮSOBY BĚHU A STYL BĚHU.....	23
1.5.1 Šlapavý způsob běhu.....	24
1.5.2 Švihový způsob běhu.....	24
1.5.3 Styl běhu, běžecká technika.....	24
1.6 BIOMECHANICKÉ PŘÍČINY VZNIKU BĚŽECKÝCH ZRANĚNÍ.....	27
1.6.1 Vliv změny techniky na výskyt běžeckých zranění.....	33
2 VÝVOJ A BIOMECHANICKÉ ASPEKTY DĚTSKÉHO BĚHU	34
1.7 MOTORICKÝ VÝVOJ V PŘEDŠKOLNÍM (4 – 6 LET) A MLADŠÍM ŠKOLNÍM VĚKU (6 – 12 LET).....	34
1.8 LETOVÁ FÁZE KROKU A VÝVOJ BĚHU	35
3 KINEMATICKÁ ANALÝZA BĚHU	40
PRAKTICKÁ ČÁST.....	42
4 CÍLE A HYPOTÉZY	42
4.1 HYPOTÉZY.....	42
4.2 POPIS SKUPINY.....	42
4.3 METODIKA	43
4.3.1 Pořízení záznamu.....	44
4.3.2 Rozměření záznamu.....	44
4.3.3 Statistické zpracování	49
4.3.4 Intraindividuální variabilita hodnotitele	49
4.4 VÝSLEDKY	51
4.4.1 Typ došlapu	51
4.4.2 Měření úhly z laterálního pohledu.....	51
4.4.3 Pohled zezadu, pokles pánve.....	55
4.4.4 Reklinační krční páteře	56
4.5 OVĚŘENÍ HYPOTÉZ.....	56
4.6 LIMITACE EXPERIMENTU	56
4.7 NÁVRHY PRO DALŠÍ ZKOUMÁNÍ.....	57
5 DISKUSE	58
ZÁVĚR.....	65
REFERENČNÍ SEZNAM	66
SEZNAM OBRÁZKŮ	79
SEZNAM TABULEK.....	80
SEZNAM GRAFŮ.....	81

SEZNAM PŘÍLOH	82
PŘÍLOHY	83

ÚVOD

Jako téma své diplomové práce jsem si vybrala problematiku běhu, jelikož běh mi je velmi blízký a sama se mu aktivně dlouhodobě věnuji, a to i na závodní úrovni.

Běh si lidé často vybírají jako svou volnočasovou aktivitu, prostředek ke kontrole hmotnosti a zlepšení pocitu ze sebe sama, jelikož je to levná a dobře dostupná aktivita. Ovšem místo očekávaného zlepšení kondice a zdravotního stavu může běh přinést bolesti svalů, kloubů a šlach. Pokud dospělí lidé v zajetí svých neideálních stereotypů, nejsou schopni běhat vhodnou technikou s lehkým a nadšeným provedením, může docházet k opakovanému přetěžování struktur, vzniku zranění a ztrátě odhodlání a věnování se pohybové činnosti.

Právě lehkost a nadšenost pohybu u dětí nás vedla k myšlence prostudovat běh u dětí. Některé terapeutické koncepty vycházejí z kineziologie posturálně lokomoční ontogeneze dítěte, položili jsme si otázku, zda by tuto myšlenku nebylo možno aplikovat i v případě definování optimální běžecké techniky. Jelikož běh vývojově následuje po chůzi a je přirozeným způsobem lokomoce. K definování optimálního provedení pohybu je ovšem zapotřebí nalézt „ideální vzor“. Nemohlo by tímto vzorem být zdravé typicky se vyvíjející dítě? Pro možnost hledání tohoto vzoru je třeba vyzkoumat kinematický obsah běžecké lokomoce dětí.

Zvolili jsme žáky prvních tříd, ve věku 6 - 8 let, kteří za sebou ještě nemají mnoho let školní docházky, restrikce pohybu a sezení v lavicích. Natočili jsme běh těchto dětí a sledovali určené úhly stojné fáze běžeckého krokového cyklu. Je pravdou, že v dnešní době technologií se nacházíme ve věku hypokineze, a to již u dětí předškolního věku, což by mohlo náš úkol mohlo znesnadňovat.

Práce je rozdělena na dvě části. První teoretická se týká obecné biomechaniky běhu, shrnuje poznatky o vlivu biomechaniky běhu na vznik zranění a popisuje kinematickou analýzu běhu. Druhá část se týká experimentu.

TEORETICKÁ ČÁST

1 BĚŽECKÁ LOKOMOCE

Běh je formou bipedální lokomoce, která je člověku naprosto přirozená. Vychází z lidské potřeby se rychle přemístit z místa na místo. Běh je pokročilejší formou lokomoce, která v ontogenetickém vývoji jedince následuje po chůzi (Haywood a Getchell, 2014). Stejně jako chůze obsahuje cyklický kontralaterální motorický vzor.

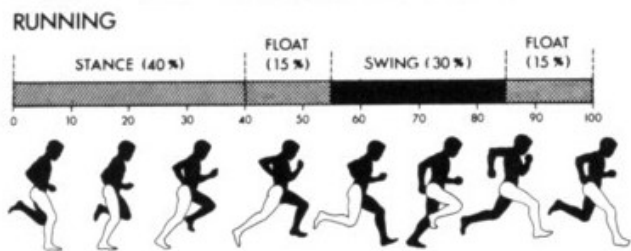
Oproti chůzi se běh liší tím, že nenastává fáze dvojí opory – existuje pouze fáze jedné opory a fáze letová. Je to pohyb zpravidla o větší rychlosti, s působením větších reakčních sil. Velikost těchto reakčních sil, velikost svalové práce a velikost rozsahu pohybu v kloubu závisí právě na rychlosti pohybu (Dugan a Bhat, 2005). Mohou se lišit krok od kroku v závislosti např. na terénu (Seethapathi a Srinivasan, 2019).

V lidské ontogenezi se běh objevuje přibližně 6 – 7 měsíců po chůzi (Whitall a Getchell, 1995). Letová fáze nastává u zdravého dítěte do 38. měsíce věku dítěte (Kučera a Kolář, 1996).

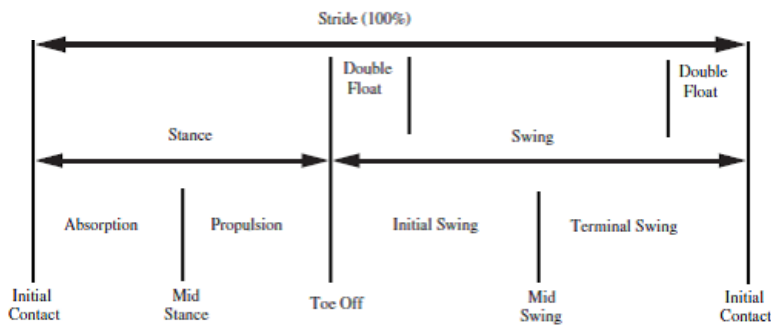
Běh je přirozený lokomoční stereotyp, který má svou určitou normu, ideální způsob provedení. Jedinci však mají svůj osobní styl, vzhledem k tomu, že se mírně liší v anatomii pohybového aparátu a tím i v biomechanice. Některé odchylky však v určité míře mohou být rizikovými faktory pro vznik zranění.

1.1 Běžecký krokový cyklus

Krokový cyklus běhu se skládá z fáze stojné a švihové (Obr. 1). Stojná fáze (StP – stance phase) začíná kontaktem chodidla (IC – initial contact), následuje období postupného zatěžování (LR – loading response) – probíhá absorpce, které přechází v období střední opory (MS – midstance). Od MS probíhá propulze, která končí momentem zvednutí špičky (TO – toe-off). Stojnou fázi lze dělit na dvě období - absorpční a propulzní (Dugan a Bhat, 2005). Moment toe-off současně zahajuje švihovou fázi. Švihová fáze (SwP – swing phase) se dělí na počáteční švih (IS – initial swing), období středního švihu (MSw – midswing) a období konečného švihu (TSw – terminal swing), na které navazuje nový cyklus (Vařeka a Vařeková, 2009; Dicharry, 2010) (Obr. 2).

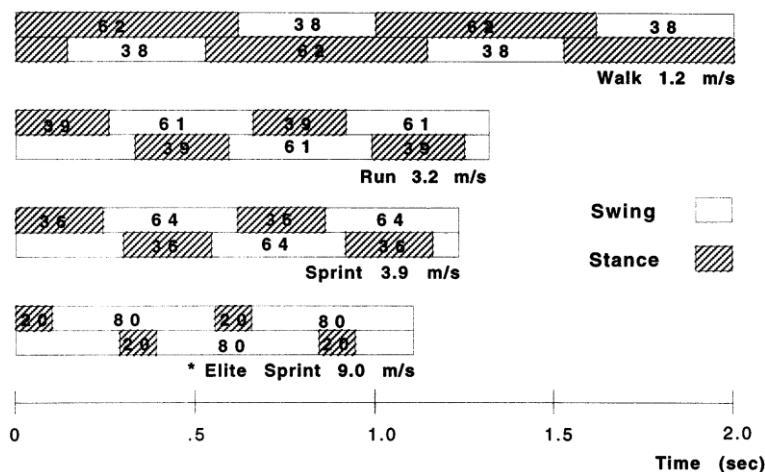


Obr. 1 Běžecký krokový cyklus (Adelaar, 1986)



Obr. 2 Fáze a momenty běžeckého krokového cyklu (Ounpuu, 1994)

Stojná fáze zaujímá méně než 50% krokového cyklu, čímž vzniká období, kdy se překrývají švihové fáze obou nohou a tedy kdy se ani jedna končetina nedotýká země. Toto období se nazývá fáze letová. Tato fáze se objeví dvakrát během jednoho krokového cyklu. Se zvyšující se rychlostí se trvání letové fáze prodlužuje a trvání kontaktu se zemí se zkracuje (Dugan a Bhat, 2005; Novacheck, 1998). Zkracuje se doba celého krokového cyklu (Novacheck, 1998). Změna krokového cyklu v závislosti na rychlosti je znázorněna na Obr. 3.



Obr. 3 Změny poměru stojné a švihové fáze v krokovém cyklu v závislosti na rychlosti pohybu (Novacheck, 1998)

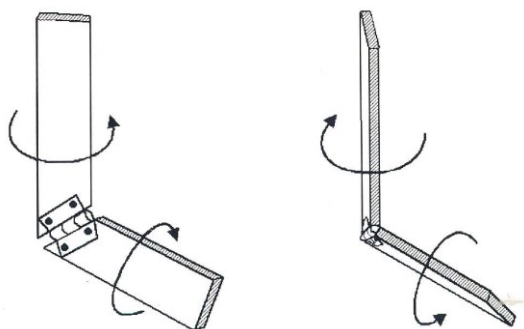
Krok (step) je vzdálenost mezi dopadem jedné nohy do místa dopadu druhé nohy. Dvojkrok (stride) je vzdálenost mezi dopadem a dalším dopadem téže nohy, obsahuje celý krokový cyklus dané dolní končetiny (Vařeka a Vařeková, 2009).

1.2 Kinematika a svalová aktivita dolních končetin v běžeckém krokovém cyklu

Kinematika popisuje lidský pohyb z hlediska změny polohy a orientace segmentů těla v prostoru a čase. Nezabývá se jeho příčinami. Přesné kinematické parametry jsou individuální, nicméně pro popis pohybového (lokomočního) vzoru je vhodné se snažit stanovit normativní data. Ta vychází ze studií kinematického vyjádření daného pohybu u velkého množství zdravých probandů. Hodnoty ze studií se mohou lišit na základě vybraného protokolu šetření, účastníků studie a metodě zpracování výsledků (Williams, 1985).

1.2.1 Stojná fáze

Stojná fáze dolní končetiny začíná iniciálním kontaktem a končí momentem toe-off. Při dopadu na laterální část paty (případně malíkovou hranu chodidla) se noha nachází v lehké supinaci. Kalkaneus se nachází u průměrného běžce v $6^\circ - 8^\circ$ inverzi (Dicharry, 2010). Po iniciálním kontaktu v hleznu probíhá dorsiflexe a pronace v kloubu subtalárním, aby došlo k plnému kontaktu chodidla s podložkou. Vzhledem k pantovému mechanismu je pronace provázena everzí zadní části nohy a vnitřní rotací tibie (Obr. 4). Pronace způsobí, že se transverzální osy subtalárního kloubu dostanou do rovnoběžné pozice (Obr. 5) a zvyšuje se mobilita v tomto kloubu a v přednoží.



Obr. 4 Schéma pantového mechanismu nohy (Vařeka a Vařeková, 2003)

Míra pronace je kontrolována excentrickou kontrakcí m. tibialis posterior a m. triceps surae, které dále kontrolují pohyb tibie a zajišťují stabilitu kotníku (Mann et al., 1981).

M. tibialis anterior působí koncentrickou kontrakcí za účelem stabilizace kotníku a případně pro urychlení přechodu tibie přes stojící chodidlo.

Excentrická kontrakce m. rectus femoris po dopadu na zem zabraňuje přílišnému poklesu CoM a působí proti flexi v kolenní (Ounpuu, 1994). Laterální stabilita pánve a dolní končetiny je zajištěna aktivitou abduktorů (Adelaar, 1986), adduktory jsou aktivní během celého krokového cyklu.

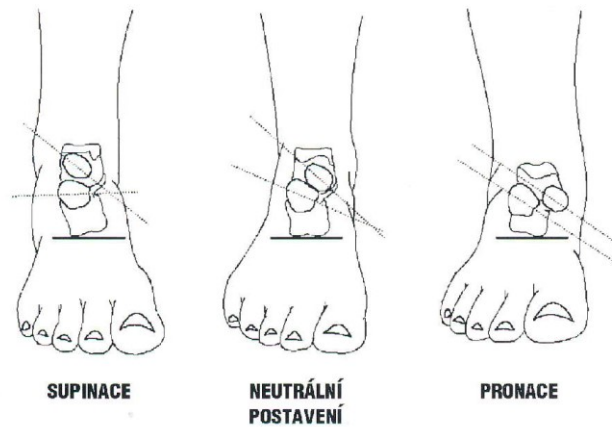
Během fáze od iniciálního kontaktu k momentu vertikály dochází k absorpci energie. To je umožněno pohybem kloubů, excentrickou kontrakcí svalů a kompresí kloubních chrupavek (Dickinson et al., 1985). Síla vzniklá nárazem na zem dissipuje pomocí dorsiflexe kotníku, flexe kolene a kyčle (Vařeka a Vařeková, 2009). Vertikální reakční síla země může dosáhnout 2,2násobku tělesné hmotnosti (Mann et al., 1981).

Těžiště se pohybuje přes stojnou nohu. Největší pronace nohy se objevuje mezi 35 – 40% stojné fáze, přibližně v době, kdy průmět těžiště putuje přes opěrnou bázi (Rodgers, 1995). Moment největší pronace značí konec absorpční části stojné fáze, následuje část propulzní (Dugan a Bhat, 2005). Koleno se při stojné fázi dostává do flexe přibližně 45° (Novacheck, 1998). Když průmět těžiště překročí přední hranu opěrné báze (50 – 55% stojné fáze), je hlezno v největší dorsiflexi (cca 20°). Kokontrakce m. quadriceps femoris a hamstringů stabilizuje kolenní kloub v průběhu stojné fáze.

Na počátku propulzní části dochází k supinaci v subtalárním kloubu stojné dolní končetiny. Tím, jak druhá končetina švihá kupředu a dochází k rotaci pánve, která působí zevně rotační točivý moment stojné končetiny. Zevní rotace tibie působí inverzi kalkaneu s následnou supinací nohy. Pata se zvedá od podložky (Dugan a Bhat, 2005; Chan a Rudins, 1994).

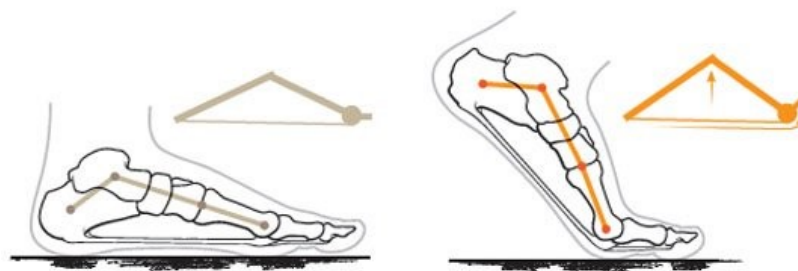
Švihová končetina pokračuje vpřed a působiště tlaku se na stojném chodidle posouvá kupředu, m. triceps surae působí plantiflexi v hleznu a prodlužuje stojnou končetinu, čímž zabraňuje poklesu CoM. Pokračující supinace působí změnu vzájemného postavení os talonavikulárního a kalkaneokuboidního kloubu. Ty nyní probíhají zkříženě, zvyšuje se stabilita nohy v Chopartově kloubu a snižuje se rozsah pohybu (Obr. 5) (Vařeka a Vařeková, 2003). Toto postavení působí pevnost nohy. Stabilní noha je důležitá pro efektivní odval a noha může fungovat jako páka. Se zvedající se patou dochází

v metatarsofalangeálních kloubech k extenzi. Tato extenze (zejména palce) natahuje plantární fascii a zvyšuje její napětí, Chopartův kloub je tlačěn mírně vzhůru. Tento jev je popsán jako kladkový mechanismus plantární aponeurózy (angl. windlass mechanism – Obr. 6). Spolu s kontrakcí vnitřních svalů planty je noha stabilizována. Pevnost nohy je nezbytná k vytvoření optimální síly, která je vyžadována pro tuto část běžeckého cyklu.



Obr. 5 Vliv vzájemného postavení talu a kalkaneu v subtalárním kloubu na postavení os kloubních ploch Chopartova kloubu (Vařeka a Vařeková, 2003)

Dochází k propulzi, při níž vertikální reakční síla země může dosáhnout až 3násobku váhy těla (Lieberman et al., 2010). Kyčelní a kolenní kloub se extendují pro propulzi těla vpřed. Hamstringy spolu s m. gluteus maximus extendují kyčel a m. rectus femoris maximalizuje extenzi v koleni. Dochází k maximální extenzi v kyčli a koleni v rámci krokového cyklu (Novacheck, 1998). Koleno se nachází přibližně v 25° flexe (Novacheck, 1998). Po zdvihnutí palce se stojná dolní končetina stává švihovou. Žádná z dolních končetin se nyní nedotýká země a dochází k první letové fázi cyklu (Dugan a Bhat, 2005).



Obr. 6 Kladkový mechanismus plantární aponeurózy (<https://www.physioprescription.com/2014/02/19/windlass-mechanism/>)

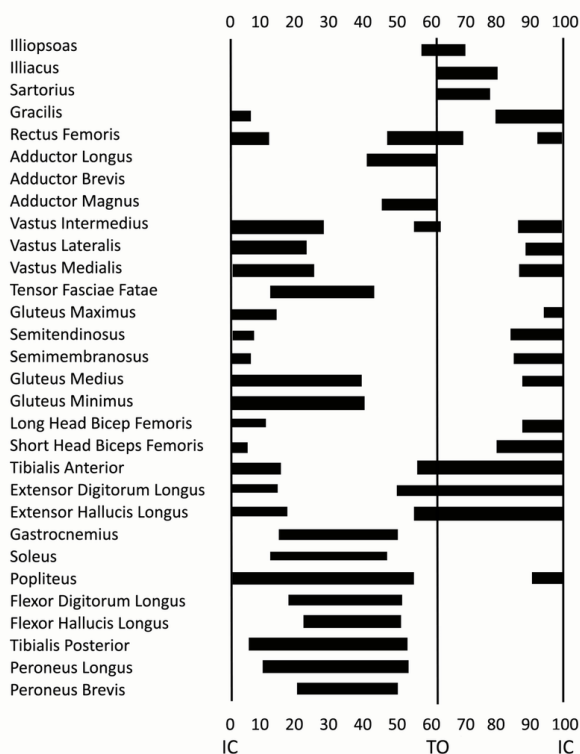
1.2.2 Švihová fáze

Po zdvihnutí palce od země se začíná koleno flektovat a m. rectus femoris excentrickou aktivitou tuto flexi kontroluje. Koncentrickou aktivitou spolu s m. iliopsoas působí flexi v kyčli a končetina se pohybuje vpřed. Na konci první letové fáze druhá noha dopadá na zem. Pro stabilizaci pánve se aktivují abduktory této dopadající končetiny.

Spolu se švihající končetinou je rotována pánev a tato rotace působí abdukcí v kyčli. Proti této abdukcii působí adduktory. V počátečním švihnutí působí *m. tibialis anterior* koncentricky pro usnadnění odlepení nohy ze země, tato nutnost je snižována tím, že je koleno švihové dolní končetiny flektováno (Ounpuu, 1994).

Po momentu toe-off stojné nohy dochází ke druhé letové fázi. Švihající dolní končetina dosahuje maximální flexe v kyčli a kolenu a začíná se připravovat na dopad. Maximální flexe v kolenu se při běhu pohybuje okolo 90° , při sprintu 105° , ale někteří sprinteři dosahují až 130° flexe (Novacheck, 1998). *M. gluteus maximus* s hamstringy zahajuje extenzi v kyčli. Koleno se extenduje působením *m. rectus femoris*, tato extenze je ke konci švihnutí zpomalena působením hamstringů (Ounpuu, 1994). Dochází i k extenzi v kyčelním kloubu, aby bylo zamezeno dopadu chodidla v příliš velké vzdálenosti od CoM, při kterém by došlo ke vzniku nevýhodného směru vektoru GRF a tím nutnosti velké decelerace (Novacheck, 1998). Před dopadem dochází k addukci femuru pro dopad nohy v blízkosti střední čáry. Před dopadem se začíná zkracovat *m. triceps surae* a s koaktivitou *m. tibialis anterior* tvoří pevnou nohu pro akceptování sil při dopadu (Ounpuu, 1994). V tomto momentu je dokončen celý cyklus.

Během cyklu dochází k rotaci a zešikmování pánve. Při zatížení dolní končetiny dochází k relativní addukci kyčle stojné končetiny, pánev zůstává poměrně stabilní, poté dochází k jejímu mírnému poklesu na straně švihové dolní končetiny během zbytku stojné fáze. S průběhem švihnutí dolní končetiny vpřed se na této straně pánve opět zvedá až dojde k fázi letové. Průměrné zešikmení pánve u běžců se pohybuje v rozmezí od 7° (6°) do -7° (dle grafů v Novacheck (1998); Riley et al. (2008)). Pánev odděluje výrazný pohyb dolních končetin od trupu a hlavy, jejichž pohyb minimalizuje. To umožňuje udržet rovnováhu a snižuje výdej energie (Novacheck, 1998).



Obr. 7 Svalová aktivita dolní končetiny v průběhu běžeckého krokového cyklu (Kamen a Gabriel, 2010)

Svalová aktivita dolní končetiny v průběhu běžeckého krokového cyklu je znázorněna na Obr. 7.

1.2.3 Pohyb trupu

Se změnou náklonu trupu se mění umístění CoM. S přechodem z chůze v běh či sprint se trup naklání vpřed a poloha CoM se snižuje. Trup těla se při běhu nachází v 3°- 13° flexi (Schache et al., 1999). Náklonem se maximalizuje se horizontální síla, která vzniká při propulzi. Poloha CoM a jeho zrychlení určuje směr a velikost reakční síly země (GRF), která vzniká vzájemným působením nohy běžce a země. Náklon těla umožní působení takové GRF, aby byla možná akcelerace (Novacheck, 1998).

Při běhu se CoM pohybuje v parabolických obloucích, nejnižší je v průběhu stojné fáze (moment vertikály) a nejvyšší ve fázi letové.

Teng a Powers (2015) zkoumali vliv náklonu trupu na kinetiku a kinematiku dolních končetin. Při větším náklonu trupu ($10,8^\circ \pm 2,2^\circ$) byla pozorována větší tvorba energie extenzorů kyčle a nižší absorpce a produkce energie extenzorů kolene než při menším náklonu ($3,6^\circ \pm 2,8^\circ$). Větším náklonem dojde ke snížení nároků na kolenní klouby. Kinematika dolních končetin jiným náklonem trupu nebyla významně ovlivněna. Probandi při tomto experimentu běželi stejnou rychlostí.

1.2.4 Pohyb horních končetin

Paže se při běhu pohybují v ramenním kloubu ve smyslu flexe a extenze a jsou ve flexi v kloubu loketním. Jsou nesené volně. Jejich pohyb vychází z pohybu trupu (Pontzer et al., 2009). Pohyb paží minimalizuje rotaci hlavy, ramen a trupu. Vytváří totiž protiváhu rotačnímu úhlovému momentu, který vytvářejí dolní končetiny (Arellano a Kram 2014; Hamner et al., 2010). Paže nemusí být nesené pasivně, při náročnějším běhu či běhu do kopce aktivní švih facilituje pohyb dolních končetin (Preece et al., 2018; Ferris et al., 2006). Uvažovalo se, že poskytují i propulzní sílu pro delší běh, ovšem dle Hinrichse (1987) poskytují pouze zdvih. Dle Hamner, Seth a Delp (2010) se svaly paží na pohyb CoM podílejí méně než z 1%. Rozsah pohybu v ramenním kloubu je při sprintu větší než při pomalejším běhu a při sprintu může docházet i k pohybu v kloubu loketním.

Při restrikci pohybu paží dochází ke kompenzaci pohybu trupu včetně pánve a hlavy a zvyšuje se aktivita svalů dolních končetin, což vede ke zvýšení reakční síly podložky (Park, 2008) a dochází ke zvýšení energetických nároků běhu (Arellano a Kram,

2014). Pokud je omezen pohyb lopatky, může docházet ke snížení rychlosti při sprintu, zejména při počáteční akceleraci (Otsuka et al., 2016).

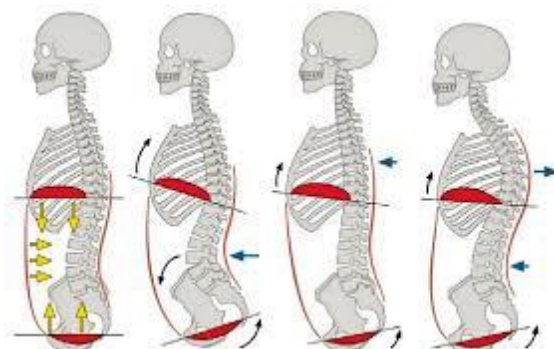
1.3 Posturální stabilizace

Nejen pro běh ale pro každou sportovní aktivitu je podstatná optimální stabilizační funkce, koordinace pohybů a tzv. timing zapojení svalů (tj. adekvátní zapojení jednotlivých částí svalu v průběhu pohybu).

Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, zejména síly tíhové (Vařeka 2002). „Základním rysem ideální postury je postavení kloubů, při kterém dochází k rovnoměrnému rozložení biomechanických sil působících na kloubní plochy.“ (Šafářová a Kolář, 2011). Posturální stabilizace je potom aktivní držení segmentů těla vůči působení gravitačních sil, které je řízené CNS.

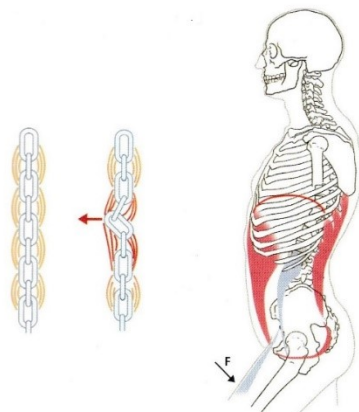
Držení páteře a její stabilizace uzrává během posturální ontogeneze. Kineziologický obsah posturálního vzoru stabilizace páteře se ukládá v CNS jako program. Svalová aktivita řízená dle programů CNS formuje anatomické systémy. Při poruchách vývoje CNS může dojít ke nerovnováze svalové aktivity a tím k poruše anatomického vývoje, což může mít důsledky pro biomechaniku kloubu (Šafářová a Kolář, 2011).

Pro stabilizaci páteře je nutné optimální zapojení nitrobřišního tlaku, které závisí na vzájemném postavení hrudníku a pánve a optimální souhře aktivity svalů břišní dutiny (Obr. 8). Na stabilizační funkci se podílí bránice, břišní svaly, svaly pánevního dna a autochtónní muskulatura.



Obr. 8 Postavení hrudníku a pánve. Zleva: Fyziologické postavení; anterverze pánve a nádechové postavení hrudníku; předsunutý hrudník; předsunutá pánev (Kolář, 2009)

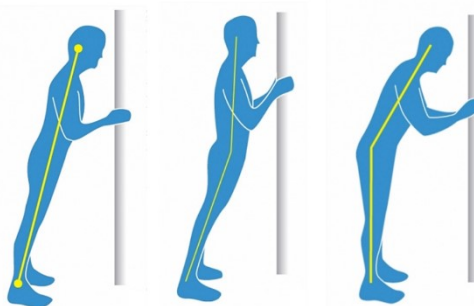
Svalová souhra břišních svalů, bránice a pánevního dna vytváří zvýšením nitrobřišního tlaku pevný válec, který stabilizuje bederní páteř. Spolu s vyváženou aktivitou hluboké dorsální a ventrální muskulatury páteře je zajištěno, že při svalové aktivaci končetin nedojde k vychýlení segmentu páteře z neutrálního postavení (Kolář, 2009) (Obr. 9). Je tím zajištěna úponová stabilizace svalu a například při flexi kyčle úpony flexorů nezmění polohu segmentu v inzerční oblasti (Šafářová a Kolář, 2011). Tato centrální stabilita poskytuje mobilitu pro distální části pohybového aparátu. (Zattara a Bouisset, 1988). Každý pohyb je přes stabilizaci úponových oblastí převáděn do celé postury. Nelze provést pohyb končetinou bez zpevnění trupu jako celku (Šafářová a Kolář 2011).



Obr. 9 Stabilizace páteře při aktivaci končetinového svalstva; při aktivaci nesmí dojít k vychýlení segmentu z neutrálního postavení (model řetězu) (Kolář, 2009)

Hrudník a pánev si při běhu ideálně zachovávají neutrální postavení. Je umožněn rotační pohyb pánve vůči hrudníku při udržení intraabdominálního tlaku, je zajištěna stabilní poloha břicha a páteře ve vertikální ose páteře při dostatečné dechové funkci (Nicola a Jewison, 2012). Respirační pohyby bránice optimálně probíhají na její oploštěné kontuře, která způsobena bazální tonickou aktivitou nutnou pro udržení intraabdominálního tlaku (Šafářová a Kolář 2011).

V běhu by tedy tělo mělo být v náklonu a nemělo by se lámat vpřed ani vzad (Obr. 10). Krční páteř by měla být v neutrálním postavení. Stejně jako horizontální rovina pánve a hrudníku, i rovina ústního dna by s nimi měla být rovnoběžná. Hluboké extenzory páteře a hluboké flexory krku by měly pracovat v rovnováze. Přílišný záklon či předklon hlavy ukazuje na dysbalanci v aktivitě těchto svalů s důsledky pro celou trupovou stabilizaci.



Obr. 10 Znárodnění postavení těla při běhu. Zleva - optimální postavení těla v náklonu, zlomení těla vzad, zlomení těla vpřed (<http://www.bezckaskola.cz/clanek-743-prirozeny-bezcky-styl.html>)

Centrované postavení kloubů tvořené optimální svalovou koordinací zajišťuje rovnoměrné působení biomechanických sil (Šafářová a Kolář, 2011) a umožňuje efektivní pohyb bez nadbytečného zatížení kloubů a zbytečných ztrát energie (Kibler et al., 2006).

Ve stojné fázi běžeckého krokového cyklu je důležité udržet centrované postavení dolní končetiny a takové postavení hrudníku a pánve, při němž je možné udržet optimální nitrobřišní tlak. Srovnání postury běžce ve stojné fázi viz Obr. 11.



Obr. 11 Postura běžce ve stojné fázi – moment vertikály. Vlevo centrované postavení dolní končetiny, pánve v rovině; vpravo pokles pánve a decentrované postavení nohy (vlastní foto)

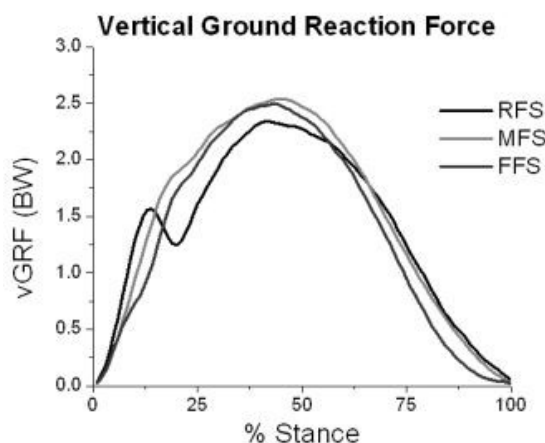
1.4 Způsob došlapu při běhu

Došlap se dle místa dopadu na chodidlo rozděluje na tři typy: dopad na patu (RFS – rearfoot strike), dopad, při kterém noha dopadne v polovině své délky (MFS – midfoot strike). Dle Lieberman et al. (2010) při tomto došlapu dopadá pata a přednoží ve stejnou chvíli. Třetím typem je dopad na přední část nohy (FFS – forefoot strike). Typy došlapů jsou znázorněny na Obr.12. Kinematice a zejména kinetice pohybu při různých typech došlapu byla v literatuře věnována velká pozornost.



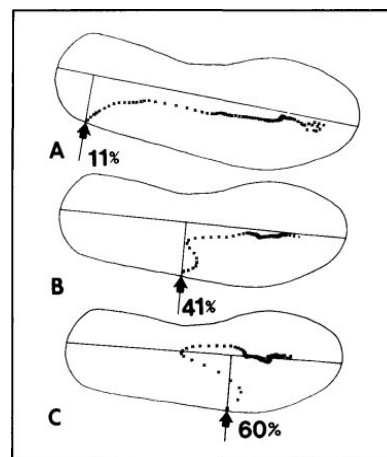
Obr. 12 Tři typy došlapů (heel strike = rearfoot strike)

Při RFS vzniká vrchol v působení vertikální reakční síly podložky, který je následován druhým při propulzi. Dochází tedy k velkému zatížení na počátku stojné fáze, kdy je 1,5 – 3násobek váhy dopadajícího těla brzděn nárazově (Lieberman et al., 2010). Při FFS je tento první vrchol eliminován excentrickou aktivací svalů lýtka, což činí zatížení plynulejším. Váha dopadajícího těla je brzděna kontinuálně. Zatížení při MFS se pohybuje mezi těmito dvěma (Obr. 13).



Obr. 13 Vertikální reakční síla (vGRF) při různých typech došlapu (velikost vGRF je udávána v násobcích hmotnosti těla) (Altman, Davis, 2012)

Dle studie Lieberman et al. (2010) je při podobných rychlostech je maximální vertikální síla při FFS u běžců přirozeně zvyklých běhat naboso 3x menší než při RFS u běžců, kteří jsou zvyklí na obuv, a to jak při běhu naboso tak v běžecké obuvi. FFS se pojí s kratším krokem a dopadu chodidla blíže k těžišti těla. Takový způsob došlapu byl identifikován u některých elitních vytrvalostních běžců (Preece et al., 2019). U každého ze způsobu došlapu je jiná trajektorie působení vektoru reakční síly během stojné fáze. Při došlapu na patu je první kontakt z laterální části paty, dále se působení přesouvá po střední čáře k přední části nohy, kde setrvává přibližně 2/3 stojné fáze. Při MFS se první kontakt objevuje v polovině chodidla, pak místo působení migruje na zadní část chodidla a brzkně k přední části, kde setrvává po většinu stojné fáze (Rodgers, 1995). V případě FFS je délka trajektorie k patě delší než při MFS (viz Obr. 14).



Obr. 14 Trajektorie působení vektoru reakční síly při stojné fázi při třech různých typech došlapu: A: RFS, B: MFS, C: FFS. (Cavanagh, 1982)

Hasegawa, Yamauchi a Kraemer (2007) sledovali výskyt typů došlapu na 15. km půlmaratonu u 283 běžců. Výskyt RFS byl v 75%, MFS v 24% a FFS se objevil 1% případů. U nejrychlejších 69 běžců byl výskyt RFS nižší: 65% RFS, 36% MFS a 2% FFS. Kasmer et al. (2013) vyzorovali při městském maratonu ve Wisconsinu v roce 2011 výskyt RFS u 94% běžců. U rychlejších běžců byl výskyt RFS opět nižší.

Nejčastějším dopadem byl RFS i na maratonu při Mistrovství světa v roce 2017. Bylo sledováno 71 mužů a 78 žen. Na patu z toho dopadlo 54% mužů a 67% žen (Hanley et al., 2019). Nižší výskyt RFS než v přechozí studii může být způsobeno tím, že se jednalo o soutěž vyšší úrovně.

Že je RFS preferovaným došlapem u rekreačních běžců potvrzuje i studie de Almeida et al. (2015). RFS se vyskytl u 95,1% běžců (n=514).

Larson (2014) sledoval výskyt typů došlapu na Barefoot Run v New York City v roce 2011. Běžci běželi buď úplně bosí (169 běžců), nebo v minimalistické obuvi (42 běžců). Výskyt RFS mezi bosými byl 20,7%, MFS 20,1% a FFS 59,2%. V případě běžců v minimalistické obuvi se objevil RFS v 47,6% případů, MFS v 19,1%, FFS v 33,3%.

Tabulka 1 Zastoupení typu došlapu u běžců ve vybraných studiích

Studie	Běžci	RFS	MFS	FFS
Almeida et al. (2015)	Rekreační běžci (n=514)	95%	5%	
Kasmer et al. (2013)	Městský maraton (n=2112)	94%	6%	
Hasegawa, Yamauchi a Kraemer (2007)	15. km maratonu (n=283)	75%	24%	1%
Hanley et al. (2019)	IAAF World Championship 2017, marathon (n=71/78)	muži 54% ženy 67%	muži 46% ženy 33%	
Larson (2014)	Barefoot Run: bosí (n=169)	21%	20%	59%
	minimalistická obuv (n=42)	48%	19%	33%

V případě běhu naboso, resp. v minimalistické obuvi dochází k přesunu došlapu k přední části nohy, jelikož dopad na patu při běhu naboso vyvolá větší reakční síly než v případě běhu v běžecké obuvi. Na opakované zatížení při běhu naboso s dopadem na patu není pata zřejmě uzpůsobena (Robbins a Hanna, 1987).

FFS je typický pro sprintery, u nichž se pata země vůbec nedotkne, pouze se k zemi přiblíží (Novacheck, 1998). Sprinter se snaží přemístit tělo a pohybovat jeho segmenty co nejrychleji po celou délku trati. Oproti tomu vytrvalostní běžec běží více kontrolovaným způsobem pro zvýšení ekonomiky běhu vzhledem k energetické náročnosti závodu (Novacheck, 1998).

Jay Dicharry, MPT, SCS na svém webu www.anathletesbody.com (příspěvek z roku 2011) uvádí, že pro míru zatížení (angl. loading rate) při došlapu nezáleží na typu došlapu, nýbrž na vzdálenosti došlapu od CoM. Zmiňuje, že u většiny běžců je dopad na patu spjat s větší vzdáleností dopadu od CoM, čímž je míra zatížení vyšší. Když je došlap změněn na došlap na celé chodidlo či přední část, změní se zpravidla i vzdálenost došlapu od CoM a tím i míra zatížení.

I velká část elitních běžců dopadá na patu, ovšem jejich CoM se při iniciálním kontaktu nalézá poměrně vysoko a klesá po parabole, což činí zatížení nohy plynulejším. Jedná se tedy o vztah pozice CoM a dopadající nohy. Pozici CoM ovlivní nastavení trupu. Bederní páteř by měla být v přirozené lordóze, nikoli hyperlordóze. Toto nastavení posune CoM vzad a noha pak dopadá ve větší vzdálenosti od něj.

1.5 Způsoby běhu a styl běhu

Běh lze rozlišovat dle účelu a náročnosti na jogging, kondiční běh, výkonnostní běh a vrcholový běh. Jogging je základním provedením běhu u začínajících běžců a je charakterizován nižším tempem a menším objemem kilometrů. Kondiční běh stojí nad joggingem a cílem je zlepšení výkonu a naběhání vyššího počtu kilometrů. Výkonnostním během chce běžec zvýšit svou výkonnost a je již formou přípravy na závody. U vrcholového běhu je důraz kladen na výkon a umístění v soutěžích. Příprava je časově náročná a vyžaduje každodenní trénink (Tvrzník a Gerych, 2014).

Pro běh jako základní disciplínu lehké atletiky Bém a Kerssenbrock (1946) uvádějí: „Základní věta moderního pojetí běhu zní: „*Běh je jen jeden, a to rychlý.*“ Ať už sprinter, či maratonista, každý se snaží svou trať uběhnout v nejkratším čase. Proto také sprinter, půlkař, štrekař i maratonista běží stejným způsobem. Jediný rozdíl je v tempu a rozsahu pohybů.“

Dle rychlosti lze orientačně dělit běh na běh nízkou rychlostí: méně než 3 m/s (10,8 km/h), střední: 3,1 – 3,9 m/s a vysokou: vyšší než 3,9 m/s (14,04 km/h a sprint – nad 4,4 m/s (16 km/h). Při rychlosti kolem 2 m/s (7,2 km/h) je energeticky výhodné přejít z chůze do běhu (Saibene a Minetti 2003).

Základními dvěma technikami běhu je běh šlapavý a švihový. Běh šlapavý je tzv. akcelerační způsob běhu a slouží pro získání rychlosti a je tedy typický pro start. Běh švihový slouží pro udržení rychlosti a je typický pro běh na delší tratě.

1.5.1 Šlapavý způsob běhu

Tento způsob běhu slouží k získání rychlosti. Je využit především u startů. Běžec došlapuje pod těžiště těla a snaží se eliminovat brzdivou fázi kroku. Při došlapu je noha zpevněná v kotníku a dochází k maximálnímu zkrácení amortizační fáze. Chybí tzv. dvojitá práce kotníku, kterou lze pozorovat u běhu švihového. Tím je zajištěn rychlý dynamický odraz. Trup je nakloněn vpřed a práce dolních končetin i paží podléhá získání co největší frekvence kroku a rychlosti běhu. V běhu na 100 m jí běžci dosahují během prvních 5 vteřin. Trup běžce se postupně narovná a způsob běhu přechází ze šlapavého na švihový (Jeřábek, 2008, 79).

1.5.2 Švihový způsob běhu

Švihový způsob běhu je využíván pro udržení rychlosti a používá se u většiny vzdáleností. Objevuje se zde dvojitá práce kotníku, kdy při došlapu na přední část chodidla dochází k excentrické práci lýtkových svalů a snížení plantární flexe v kotníku a následně ke koncentrické práci lýtkových svalů k zvýšení plantární flexe při odrazu. Rozsah pohybu končetin závisí na rychlosti běhu (Jeřábek, 2008, 80).

1.5.3 Styl běhu, běžecká technika

Styl je individuálním vyjádřením určitého pohybového vzoru, který má svá pravidla. V kvalitativním a kvantitativním vyjádření charakteristik a jejich načasování v chůzi a běhu existuje interindividuální variabilita, která může být dána strukturálně, hmotností, somatotypem i průběhem motorického vývoje jedince (Vařeka a Vařeková, 2009). Každý jedinec má svůj osobitý styl chůze a běhu, podle kterého jej je možné poznat (Yam et al., 2002).

Optimální běžeckou techniku vnímáme jako ten způsob běhu, jež je ekonomicky výhodný a biomechanicky preventivní vůči zraněním. Vlivem hypokinetického životního stylu si přetváříme v dětství získané pohybové stereotypy do ne vždy ideálních variant provedení. Speciálními cvičeními (korekční prvková cvičení) a cíleným tréninkem lze optimální pohybový vzor budovat a stabilizovat. Při intervenci je však třeba dbát na anatomické variability jedince.

Preece, Bramah a Mason (2018) zkoumali rozdíly v biomechanice běhu výkonnostních vytrvalostních běžců a běžců rekreačních. V každé skupině bylo 14 běžců (vždy 8 mužů a 6 žen). Po 10minutovém rozeběhu probíhali 35m vzdálenost ve svých běžeckých botách ve čtyřech zadaných rychlostech (3,3 až 5,6 m/s). 3D systémem byly snímány markery umístěné na tělech probandů a byly vyhodnocovány kinematické parametry. Na zemi byly umístěny tlakové plošiny pro snímání kinetických parametrů. Srovnávány byly průměrné hodnoty ze všech čtyř rychlostí.

U výkonnostních běžců byl zaznamenán spíše MFS a FFS než RFS. V nejnižší rychlosti na patu dopadalo 5 běžců a v nejvyšší žádný. Ve skupině rekreačních v nejnižší rychlosti na patu dopadalo 11 běžců a v nejvyšší 8.

Výkonnostní běžci na rozdíl od rekreačních před došlapem dříve krčili koleno a při došlapu měli o 5° větší flexi v koleni. Mezi 75% - 90% krokového cyklu byla flexe stejná. Tibie byla o $4,4^\circ$ blíže k vertikále při IC. Skupiny se nelišily ve flexi kyčle při IC ani statisticky významně v úhlu v kotníku při IC. Jiný úhel inklinace tibie je tedy dán jiným úhlem v koleni.

Pozice tibie při došlapu spolu s došlapem na přední část chodidla vedla k tomu, že výkonnostní běžci měli CoP v MS umístěno více vpřed než rekreační. Dochází tím k většímu momentu v kotníku, většímu uložení elastické energie v Achillově šlase a následně k jejímu uvolnění v konečné fázi stojné fáze. Tvoří se větší vertikální impuls a vzniká větší vertikální rychlost CoM při TO, což vede k delší letové fázi. Ta byla u výkonnostních běžců o 11% delší než u rekreačních běžců.

Rozdíly mezi skupinami byly na rychlosti nezávislé. Charakteristika výkonnostního běhu tedy byla na rychlosti nezávislá. Hlavní sledované parametry (vrcholový moment plantiflexorů kotníku, pozice CoP vzhledem ke kotníku v MS, inklinace tibie při IC, místo prvního kontaktu nohy při došlapu, vertikální impuls při TO, vertikální rychlost CoM při TO, vzdálenost kotníku od CoM při IC, doba letové fáze, flexe kolene při IC) vykazovaly vzájemnou závislost, což ukazuje, že jsou různým vyjádřením téhož fenoménu. Pokud tedy bude běžec veden ke změně jednoho parametru, je pravděpodobné, že se změna projeví i v dalších parametrech.

Autoři uvažovali, zda by technika výkonnostních běžců mohla být doporučením pro trénování techniky běhu a zda by rekreační běžci profitovali ze změny postavení tibie při dopadu.

Tabulka 2 Srovnání kinematických parametrů rekreačního běžce a výkonnostního vytrvalostního běžce (Folland et al., 2017; Lieberman et al., 2015)

Parametr	Rekreační běžec	Výkonnostní běžec
Došlap	RF	FF, MF
Horizontální vzdálenost došlapu od průmětu CoM	Větší	Menší
Inklinace tibie při IC	Větší	Menší
Flexe kolene při IC	Menší	Větší
Kroková frekvence	Nižší	Vyšší
Letová fáze	Kratší	Delší
Délka kroku	Kratší	Delší

Padulo et al. (2012) srovnávali biomechaniku běhu „elitních“ a „amatérských“ běžců při běhu na páse. Elitní běžci měli delší trvání letové fáze a nižší krokovou frekvenci. Clermont et al. (2017) také porovnávali běžce „závodní“ a „rekreační“ při běhu na běžeckém pásu. Závodní běžci vykazovali větší flexi v koleni a kyčli v konci letové fáze a na začátku fáze stojné. Obě studie sledovali běh na páse, biomechanické znaky nemusí plně odpovídat těm při běhu po zemi.

Rychlost běhu je dána délkou kroku a krokovou frekvencí. Zkušený vytrvalostní běžec se pohybuje v určitém rámci krokové frekvence a rychlost mění zvláště změnou délky kroku. U těchto běžců se frekvence pohybuje okolo 170 – 180 kroků za minutu. Podobnou frekvenci mají běžci, kteří běhají v minimalistické obuvi nebo bosi. Nižší frekvence je pozorována v případě méně zkušených běžců (Lieberman et al., 2015; Gómez-Molina et al., 2017; Slawinski a Billat, 2004). Pohybuje se kolem 156 – 170 kroků za minutu (Lieberman et al., 2015).

Se zvyšující se rychlostí (z 2 m/s na 4 m/s) u 29 běžců nebyla zaznamenána významná změna v krokové frekvenci. Vyšší rychlost byla dosažena spíše prodloužením délky kroku (Weyand et al., 2000).

Bém a Kerssenbrock ve své publikaci „Lehká atletika“ pro techniku běhu uvádějí: „Jedinou hnací silou je nápon zadní a švih přední nohy. Nebezpečným omylem je názor, že běh lze zrychlit natahováním kroku, předšvihováním bérce, hrabáním dopředu. Násilně předšvihnutý bérec působí jako páka proti běhu a zpomaluje. Chceš – li rychle běhat, rychle střídej nohy. Nestůj dlouho na zemi a co nejrychleji převáděj složenou nohu kolenem vpřed!“ (Bém a Kerssenbrock, 1946, 30)

Optimální běžecká technika by měla být energeticky výhodná. Ekonomika běhu je jedním z určujících parametrů běžeckého výkonu (Moore, 2016). Reprezentuje energetické nároky submaximálního běhu o určité rychlosti a je vyjádřena jako spotřeba kyslíku při této rychlosti (Barnes a Kilding, 2015). Ekonomika běhu je ovlivněna vnitřními a vnějšími faktory. Za vnitřní lze považovat individuální anatomii struktur běžce, jeho metabolické, kardiopulsační a neuromuskulární charakteristiky a právě biomechaniku běhu (Moore, 2016; Barnes a Kilding, 2015).

V rámci kinematiky se s efektem na ekonomiku běhu jeví nízká vertikální oscilace CoM, vyšší kroková frekvence, kratší doba stojné fáze, větší maximální úhel mezi švihovou a stojnou končetinou, nižší úhel v kotníku při IC a udržení plynulosti švihu horních končetin (Moore, 2016; Tartaruga et al., 2012; Folland et al., 2017). Dle Folland et al. (2017) je s vyšší ekonomikou spojena nižší míra pohybu trupu v sagitální a horizontální rovině. Dle výsledků své studie tvrdí, že běžecká technika vysvětluje 39% variance v běžecké ekonomice a 31% ve výkonnosti (sledoval kinematické parametry elitních a rekreačních běžců při rychlosti běhu 10 – 12 km/h).

V rámci kinetiky je důležitá rovnoběžnost vektoru působící GRF a osy dolní končetiny při propulzi (Moore, 2016).

Z vnějších faktorů vyšší ekonomiku běhu podporuje pevná ale poddajná interakce obuvi s podložkou a obuv s nízkou hmotností (méně než 440 g).

Změnou parametrů lze dosáhnout lepší ekonomiky běhu ovšem změna, která u jednoho běžce může být ekonomická, nemusí být ekonomická pro druhého kvůli rozdílům v jeho ostatních fyziologických či biomechanických charakteristikách (Barnes a Kilding, 2015).

1.6 Biomechanické příčiny vzniku běžeckých zranění

Abnormální biomechanika běhu je považována za možnou příčinu zranění u běžců (Dugan a Bhat, 2005; Ryan et al., 2006; Taunton et al., 2003). Běžecká zranění (angl. running-related injuries - RRI) se každoročně objeví u více než 79 % běžců (Altman a Davis, 2012). Dle Yamato, Saragiotto a Lopes (2015) je RRI považováno za „S během související (v rámci tréninku či závodu) muskuloskeletální bolest dolních končetin, která omezuje či znemožňuje běhání (vzdálenost, rychlost, dobu, nebo celý trénink) po dobu nejméně 7 dní nebo 3 naplánovaných tréninkových jednotek nebo která donutí běžce vyhledat lékařskou pomoc.“

Většina zranění je způsobena přetížením (angl. overuse injury), méně traumaticky (angl. traumatic injury).

Běžce je možno rozdělit dle výkonnosti na začátečníky, rekreační (pokročilé) běžce a výkonnostní (profesionální) běžce. Profesionální běžce závodící na atletické dráze je možno dle běhaných distancí dělit na sprintery, tedy běžce na krátké tratě, a dále na běžce na střední a dlouhé tratě. Speciálními běžci na dlouhé tratě jsou maratonci a ultramaratonci.

Při analyzování příčin vzniku zranění je třeba zohlednit zaměření běžce a jeho zkušenosti. U běžců na krátké, střední a dlouhé tratě, případně maratony a ultramaratony, se predispozičně objevují jiná zranění (Videbaek et al., 2015; Ceysens et al., 2019). Znalost nejčastějších zranění a jejich příčin může usnadnit jejich prevenci a rehabilitaci.

Videbæk et al. (2015) udávají, že větší výskyt zranění na uběhnutých 1000 hodin je u běžců začátečníků (incidence: 17.8 (95 % CI 16.7–19.1)) než u zkušenějších rekreačních běžců (7.7 (95 % CI 6.9–8.7)). Domnívají se, že „počet zranění na 1000 hodin běhu“ (angl. injuries per 1000 h of running), je užitečným ukazatelem pro srovnávání výskytu zranění mezi skupinami běžců a mezi studiemi. Také Genin, Mann a Theisen (2011) uvádějí vyšší incidenci pro začínající běžce než běžce zkušené. Incidence byla 3,3x vyšší (16,8 vs. 5,8 RRI/1000h).

Van Mechelen (1992) udává výskyt zranění za rok u 37 - 56 % průměrných pravidelně trénujících rekreačních běžců. Uváděná incidence byla 2.5 až 12.1 zranění na 1000 hodin běhu (van Mechelen, 1992).

Dle review Lopes et al. (2012) nejčastěji dochází v souvislosti s během k těmto zraněním: medialní tibialní stress syndrom (angl. shin splints), tendinopatie Achillovy šlachy a plantární fascitida. U ultramaratonců převažuje tendinopatie Achillovy šlachy a patelofemorální syndrom. Jako další zranění byly zmiňovány stresové fraktury a compartement syndrom.

Biomechanika pohybu může být ovlivněna funkčně nebo strukturálně, anatomicky. Běžné abnormality biomechaniky a s nimi související zranění jsou uvedeny v tabulce dle review Nicola a Jewison (2012) (Tabulka 3).

Moment krokového cyklu, který se může velkou mírou podílet na vzniku zranění, je došlap (Lieberman et al., 2010). Při došlapu působí velké reakční síly v jeden moment. Došlap na patu bývá spojován s působením většího vertikálního zatížení, většími nárazovými silami a vyšší tuhostí kotníku, což může vést k vyššímu výskytu zranění u běžců s tímto typem dopadu (Lieberman et al., 2010; Altman a Davis, 2012).

Pokud běžec dopadá na patu, noha zpravidla dopadá daleko před těžiště těla, dojde k nárazu a působení reakčních sil podložky se může projevit i ve vyšších etážích pohybového aparátu. Dolní končetina bývá zpravidla tužší a nedokonale absorbuje náraz. Při dopadu je totiž koleno dopadající končetiny extendované. Pokud je koleno flektováno více, je schopno lépe disipovat energii skrz další flexi. Tyto znaky se pojí s tzv. overstriding, tedy prodlužováním kroku předšvihnutím bérce (Obr. 15). Dolní končetina dosahuje daleko před sebe. Pokud zastavíme videozáznam takového běžce, bude se došlapující končetina jevit spíše jako při chůzi.

Tabulka 3 Běžné abnormality biomechaniky a související zranění (Nicola a Jewison, 2012) (výběr)

Zranění	Pánev	Kyčel	Koleno	Kotník	Noha
Syndrom IT traktu	Nadměrná antevertze či retrovertze	Nadměrná addukce kyčle, antevertze krčku femuru	Genu varum		
Tendinopatie m. tibialis posterior					Nadměrná či nedostatečná pronace
Přetažení hamstringů	Nadměrná antevertze			Ekvinózní kotník	
Compartment syndrom			Vysoký stav pately		
Patelofemorální bolest	Nadměrná antevertze	Oslabené abduktory kyčle	Velký Q úhel kyčle, genu varum		Nadměrná pronace
Stresové faktury		Zvýšená addukce kyčle	Šilhající patela, hypermobilita pately, genu varum		Varozita paty, nadměrná supinace či pronace
Tendinopatie Achilovy šlachy			Zevní torze tibie	Ekvinózní kotník	Nadměrná pronace
Bolest bederní oblasti	Nadměrná antevertze	Rozdílná délka dolních končetin			
Mediální tibiální stress syndrom					Nadměrná pronace
Plantární fascitida				Ekvinózní kotník	Valgozita/varozita předonoží, Nadměrná pronace/supinace
Patelární tendonitida	Nadměrná antevertze		Genu varum, genu valgum		Nadměrná pronace
Peroneální tendinopatie					Nadměrná supinace

Pokud je špička nohy příliš přitahována, dochází k přetížení dorziflexorů nohy, jejich hypertrofii, tím ke zvýšenému tkáňovému tlaku v kompartmentu a může dojít k rozvoji **compartment syndromu** (Lopes et al., 2012).

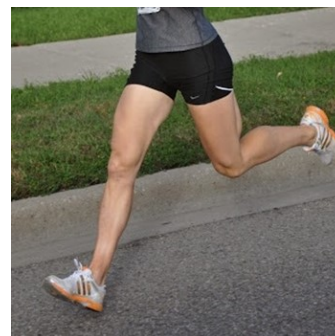
Zvětšený úhel, který svírá rovina chodidla ku rovině země souvisí při došlapu s vyšším maximálním momentem extenzorů kolene, vyšší absorpcí energie kolenem, vznikem vyšší maximální vGRF a většího brzdivého impulsu při běhu (Wille et al., 2014). Menší úhel je spojován s působením menší vrcholové vGRF.

Ve stojné fázi se koleno dostává přibližně do 45° flexe. Menší flexe může být rizikovým faktorem pro vznik **patelofemorální bolesti** (Dierks et al., 2011).

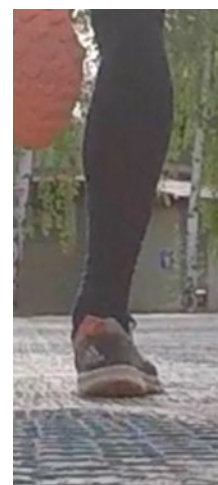
Iliotibiální syndrom je častou příčinou laterální bolesti kolene (van der Worp et al., 2012). Bolest je způsobena excesivním tahem iliotibiálního traktu. Ten může být způsoben excentrickou kontrakcí m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae při dopadu a počátku stojné fáze, pokud je koleno dopadající dolní končetiny přibližně v 30° flexi (Orchard et al., 1996). Jako rizikovým faktorem zvýšená addukce kyčle, zejména u žen (Ceyssens et al., 2019), která může být spojená s oslabením abduktorů kyčle. Ve studii Fredericson et al. (2000) byly na postižené straně abduktory významně oslabené v porovnání s abduktory druhé strany. Leetun et al. (2004) spojují některá zranění kolene s oslabenými zevními rotátory kyčle.

Dalšími faktory zvyšujícími riziko vzniku bolestí kolene jsou dle Nicola a Jewison (2012) anteverze krčku femuru, varózní koleno, varózní tibia, velký Q úhel a nadměrná pronace nohy.

Nadměrná pronace může být příčinou vzniku **mediálního tibiálního stress syndromu** (Obr. 16). Repetitivní kontrakce m. tibialis posterior, m. soleus a m. flexor digitorum longus při dopadu a propulzi působí nadměrné zatížení tibie vedoucí k zánětu úponu a periostu (Lopes et al., 2012). Toto zatížení může být podpořeno i velkými reakčními silami při dopadu (Mubarak et al., 1982; Craig, 2008). Tímto problémem mohou trpět například běžci dopadající na přední část chodidla, či ti, kteří příliš akcentují odraz.



Obr. 15 Overstriding. Následuje došlap na extendovanou dolní končetinu v dorsální flexi v hleznu



Obr. 16 Nadměrná pronace nohy (vlastní foto)

Běžci s nadměrnou supinací nohy, která se může objevit v důsledku vysoké klenby, inklinují ke snížené mobilitě nohy a snížené absorpci nárazu při iniciálním kontaktu. Tlak je více distribuován k laterální části nohy, což zvyšuje riziko vzniku **peroneální tendinopatie**, metatarsální stresové fraktury a fibulární stresové fraktury (Nicola a Jewison, 2012).

Pro vznik **tendinopatií** se jako hlavní faktor jeví neúměrné zatížení během fyzické aktivity. Opakované zatížení přesáhne fyziologickou toleranci šlachy a dochází k její degeneraci (Benazzo et al., 2000). K **tendinopatii Achillovy šlachy** dochází při nadměrném zatěžování m. gastrocnemius a m. soleus. **Patelární tendinopatie** je častá u rekreačních běžců. U ultramaratonců akutně nastupuje po 5 – 8,5 dnech běhu. Naopak u maratonců není příliš běžná (Fallon, 1996; Krabak et al., 2011).

Pro vznik **stresové fraktury** se jako významný faktor ukazuje opakované velké vertikální zatížení, které nezpůsobí frakturu okamžitě, ale způsobí narušení kosti a při takovémto opakovaném zatížení při neadekvátní regeneraci a nedostatku času ke zhojení dojde k fraktuře (Astur et al., 2016). U běžců se stresové fraktury nejčastěji vyskytují v metatarsálních kostech a tibií. Stresové fraktury tibie mohou mít souvislost s příliš tuhým kolenem, které je při stojné fázi buď v příliš velké nebo příliš malé flexi a nedostatečně disipuje energii (Milner et al., 2006). Metatarsální kosti jsou více zatíženy při došlapu na přední část chodidla.

Zdá se, že větší vertikální zatížení má vliv i na vznik **plantární fascitidy** a bolesti patelofemorálního kloubu (Pohl et al., 2009). Plantární fascitida byla častěji uváděna mezi zkušenými běžci než mezi běžci začátečníky (McKean et al., 2006).

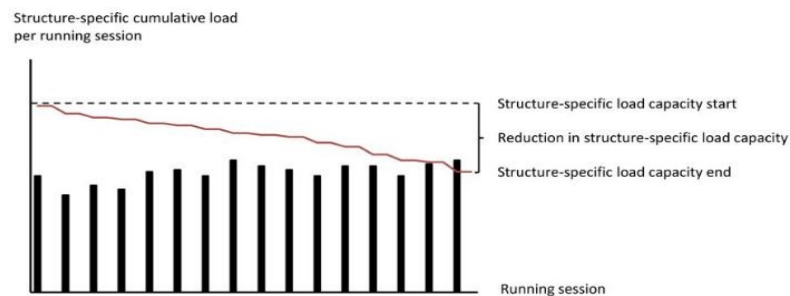
Příliš úzká běžecká stopa nebo až její křížení může vyvolávat výrazný pokles pánve na opačné straně k došlapující dolní končetině. Přílišné zešikmování pánve může narušovat průběh pohybu švihové dolní končetiny. Pokles pánve může být kompenzován úklonem k došlapující končetině z důvodu udržení rovnováhy na stojné dolní končetině. Nedostatečná stabilita kyčle negativně ovlivňuje ekonomiku běhu a může být příčinou vzniku obtíží, například patelofemorálního syndromu (Nicola a Jewison, 2012).

Přílišná anteverze pánve způsobená například oslabenými gluteálními svaly a staženými flexory kyčle narušuje dynamiku pohybu pánve a bederní páteře. Toto postavení může vyvolávat bolesti bederní páteře, jelikož tato poloha pánve není vhodná pro aktivaci stabilizačního systému páteře. Dále působí neustálé natažení hamstringů (Nicola a Jewison, 2012; Chumanov et al., 2007).

Nedostatečná extenze v kyčelním kloubu může být kompenzována prohloubením bederní lordózy, zvýšením vertikální oscilace CoM či došlapem v extenzi kolene pro prodloužení kroku. Případně zvýšením krokové frekvence pro zvýšení rychlosti běhu. Kompenzační mechanismy nedostatečné extenze v kyčelním kloubu mohou přispívat ke vzniku zranění (Souza, 2016).

Nedokonalý odval nohy může být způsoben omezeným rozsahem MTP kloubu palce do extenze. Je znemožněno plynulé odvalení chodidla přes hlavičky metatarsů na konci stojné fáze. Noha uniká do supinace a opora se přesunuje k laterální části chodidla. Noha iniciuje každým krokem rotaci do celého pohybového řetězce (Dicharry, 2010).

Gabbett (2016) tvrdí, že atleti, jejichž tréninková dávka je větší, jsou odolnější vůči zranění než ti, jejichž dávka je nižší. Zdůrazňuje ovšem důležitost sestavování a monitorování tréninkových dávek, jak pro jednu tréninkovou jednotku, tak pro dlouhodobý tréninkový plán. Musí být nastaven tak, aby docházelo k dostatečné adaptaci tkání. Riziko zranění během jednoho běhu záleží na stavu tkání před během a na jejich kapacitě pro zatížení. Velikost kumulativního zatížení struktur pohybového aparátu při běhu je dána celkovým počtem kroků, rozložením zatížení během kroku (například typ došlapu) a velikostí fyzikálního zatížení během kroku. Opakováním kroků dochází ke



Obr. 17 Snižování kapacity tkání a její překročení (značeno červenou křivkou) (Bertelsen et al., 2017)

snižování kapacity tkání v závislosti na aplikovaném zatížení a senzitivě zatěžovaných tkání. Pokud nedojde k dostatečné regeneraci, může opakovaným tréninkem dojít k přesažení kapacity tkání a ke vzniku zranění (Bertelsen et al., 2017) (Obr. 17).

Na vzniku zranění mohou podílet vnější podmínky, povrch terénu, běžecká obuv, skladba tréninku, regenerace a další.

V dnešní době se často využívá běžecká obuv s přílišným vyměkčením a stabilizačními prvky. Ty by měly působit běh pohodlnějším a mít preventivní vliv proti zraněním, ovšem je možné, že nohu naopak oslabují, mění styl běhu a dělají běžce náchylnějšího ke zraněním (Altman a Davis, 2012; Lieberman et al., 2010). Zdá se, že

běžecká obuv potencuje dopad na patu. Většina rekreačních běžců běžajících v běžecké obuvi dopadá na patu.

Autoři review van der Worp et al. (2015) o RRI ze zahrnutých studií vyvodili, že risk faktorem pro vznik zranění je dřívější zranění v anamnéze nebo užívání ortopedických vložek. U žen je vyšší riziko než u mužů s vyšším věkem, běhu na tvrdém povrchu, účasti na maratonu a nošení týchž běžeckých bot po dobu 4 – 6 měsíců a uběhnutí 48 – 63 km (30 – 39 mil) týdně. U mužů bylo zranění v anamnéze, zkušenosti s během 0 – 2 roky, návrat k běhu po delší době a uběhnutí 32 – 47 km (20 – 9 mil) týdně nebo více než 64 km (40 mil) týdně pojeno s větším rizikem vzniku zranění než u žen.

Důležitá je pravidelnost a přiměřenost aktivity. Někteří moderní amatérští běžci absolvují nepravidelně nárazově intenzivní objem kilometrů v závodě či tréninkovém běhu, čímž se vystavují většímu riziku zranění než ti, kteří se běhu věnují pravidelně a v nižších intenzitách (Altman a Davis, 2012).

1.6.1 Vliv změny techniky na výskyt běžeckých zranění

Změnou RFS na FFS po 6týdenním tréninku došlo u 10 mužů s compartement syndromem m. tibialis anterior ke zlepšení potíží a efektem přetrvávajícím 1 rok. Snížení obtíží jim umožnilo uběhnout větší vzdálenost (Diebal et al., 2012).

Ke snížení bolesti u běžců s patelofemorálním syndromem došlo po multimodální intervenci, jež obsahovala specifické posilování dolních končetin a specifický běžecký trénink pro snížení vGRF (Esculier et al., 2016).

Posílením abduktorů kyčle během 6týdenního rehabilitačního programu došlo ke zlepšení bolesti kolene u 22 z 24 běžců s iliotibiálním syndromem, kteří se vrátili k běhání a následujících 6 měsíců byli bez recidivy (Fredericson et al., 2000).

Dle review Napier et al. (2015) má největší efekt na kinematiku zejména distálních kloubů změna došlapu. Nejefektivnější metodou vedoucí ke změně risk faktorů v rámci kinetiky (zejména vrcholový vertikální impakt při IC) byla zpětná vazba v reálném čase (angl. real-time feedback). V hodnocených článkách se nejčastěji objevovala změna došlapu jako terapeutická intervence (z RFS na FFS/MFS), dále se užívala změna krokové frekvence a délky kroku. Otázkou je, jak dlouho efekt intervence vydrží a zda má preventivní vliv na vznik zranění.

Pro snížení impaktu je možné využití zvukového feedbacku. Běžec se snaží, aby došlapoval méně tvrdě a tím snížil intenzitu zvukového signálu. Po 15 minutách takového běhu na páse došlo k signifikantnímu snížení vrcholové vGRF (Tate a Milner, 2017).

2 VÝVOJ A BIOMECHANICKÉ ASPEKTY DĚTSKÉHO BĚHU

1.7 Motorický vývoj v předškolním (4 – 6 let) a mladším školním věku (6 – 12 let)

V předškolním věku dochází k rychlému získávání a vývoji motorických dovedností. Pokračuje vývoj postury a chůze (Vařeka a Vařeková, 2009). V tomto věku je dokončena myelinizace pyramidových drah, dozrávají funkce mozečku - plně v 6 - 8 letech (Lesný, 1980) - a korové funkce. S dozráváním dochází ke změnám v řízení a zajištění posturální stability (Vařeka a Vařeková, 2009). V průběhu zrání mozečku dochází ke změnám koordinace.

Rozvíjí se obratnost a motorická koordinace a pokračuje kvalitativní a kvantitativní rozvoj hybných stereotypů. Dle Koláře je ve 4 letech je dokončen posturální vývoj fázických svalů a dítě je schopno stabilizovat trup, což mu umožní vzpažení paží s depresí ramen, zevní rotací v ramenou, nataženými lokty, supinací předloktí, radiální dukcí předloktí a extenzí a abdukci prstů při vzpřímeném stoji. Vzpažení vyžaduje dynamickou stabilizaci lopatky, jež je podmíněna přiměřenou posturou – zpevněním trupu (Vařeka a Vařeková, 2009).

Dochází k osamostatnění pohybů končetin od souhybů celého těla, což je způsobeno zkvalitněním komplexních pohybů. Zlepšuje se celková dynamická koordinace cyklických i acyklických pohybů. Zvyšuje se schopnost somatestezie, dítě lépe vnímá pohyb, organismus detekuje chyby v pohybu a je schopen je opravit (Kolář 2009). V 5 - 7 letech je schopno udržet rovnováhu při stoji na jedné noze s druhou ve flexi, a to i se zavřenými očima. Udrží rovnováhu při stoji na špičkách. Přeskočí snožmo šňůru ve výšce 20 cm (Kolář, 2009). Běh je častou fyzickou aktivitou a je nezbytný pro spoustu dětských her. Při běhu je dítě rychlé, pohyby jsou koordinované a trup je nakloněn dopředu, dítě zvedá vysoko kolena. Dále je schopno také jezdit na lyžích, bruslích a kole (Kolář, 2009).

Předškolní období končí nástupem do školy, který pro dítě znamená kritickou fázi života, kdy dochází k výrazné změně jeho denního a pohybového režimu (Kučera a Kolář, 1996). Dítě sedí během vyučování v lavici, nemá po tuto dobu možnost volného pohybu. S věkem se tato doba prodlužuje. Zároveň i klesá množství vyžadovaného pohybu,

nicméně každé dítě, potažmo dospělý, má jinou potřebu pohybu. Diferenciace potřeby množství pohybu dochází již v batolecím věku (Kolář, 2009). Kompenzace sezení pohybem je narušena moderním návykem trávení volného času – u telefonu, počítače a televize.

Z průzkumu Kárníkové (1985) vyplývá, že ke zlomu tempa vývoje pohybové způsobilosti (hrubé a jemné motoriky) dochází v 6 letech, což odpovídá období před nástupem do 1. třídy základní školy. Dochází k jeho relativnímu zpomalení. V období 1. a 2. roku školní docházky se naopak projevuje jeho relativní urychlení (od 7 do 9 let).

Pro udržení stability děti do 7 let více využívají otevřené řídicí smyčky a děti od 7 let uzavřené řídicí smyčky, ve věku 9 – 11 let již děti používají obojí principy, stejně jako dospělí. K zásadním změnám zajištění posturální stability a jejich destabilizaci, projevující se například přechodným zhoršením přesnosti pohybů, tedy dochází ve věku 6 - 8 let (Vařeka a Vařeková, 2009), což koreluje s obdobím vyzrání funkcí mozečku (Lesný, 1980). Otevřené smyčky jsou korekční pohyby, které jsou většího rozsahu a jsou kontrolované až po svém dokončení. Uzavřené smyčky jsou menšího rozsahu a jsou kontrolované průběžně (Bizovská et al., 2017).

Růstová křivka mezi druhým až přibližně jedenáctým rokem života je téměř lineární a neliší se významně mezi chlapci a děvčaty. V předškolním věku děti rostou rychlostí kolem 5 - 6 cm za rok. Poté nejrychlejší růst (růstový spurt) začíná u dívek kolem 10. roku a u chlapců krátce před 12. rokem. Nejvyšší růstové rychlosti dívky dosahují kolem 12. a chlapci kolem 14. roku (Prader et al., 1989). Růstový spurt je provázen změnami délkových a hmotnostních poměrů (Vařeka a Vařeková, 2009).

Předškolní dítě zvýší svou hmotnost přibližně o 2 kg ročně a dítě mladšího školního věku o 2,5 – 3 kg (Stožický, 2015).

1.8 Letová fáze kroku a vývoj běhu

Běh je charakterizován přítomností letové fáze, která ve vývojové ontogenezi člověka nastává kolem 35. měsíce života. V rámci ontogeneze představuje nástup letové fáze kroku přechod z batolecího věku do věku předškolního (Kučera a Kolář, 1996).

Kučera and Kolář (1996) uvádějí, že pokud dítě nedosáhne letové fáze kroku do 38 měsíce života nebo do 100 cm výšky, je nutné pokládat jeho motorický vývoj za ohrožený a podniknout příslušné kroky.

Gallahue a Ozmun (1997) uvádějí pro vývoj běhu následující:

- zrychlená chůze: 18 měsíců

- první opravdový běh: 2 - 3 roky
- efektivní a kultivovaný běh: 4 - 5 let
- zrychlování běhu, vyzrálá forma běhu: 6 let

První pokusy dítěte o běh jsou spíše rychlá chůze. Ta má určité charakteristiky prvních krůčků, ačkoli tyto charakteristiky již nenalezneme v jeho normální chůzi (Burnett a Johnson, 1971). Při prvních pokusech může mít dítě širokou opěrnou bázi, dopadat na celou plochu chodidla, propínat dolní končetinu ve stejné fázi, mít rozprážené paže. Dítě redukuje švih horních končetin, dokud nezíská více zkušenosti a nenabyde rovnováhy, poté se paže zařadí do stereotypu (Haywood a Getchell, 2014). Dochází k nadbytečné extenzi v lokti při švihů vzad. Předpokládaný vývoj pohybu dolních a horních končetin je shrnut v následující tabulce (Tabulka 4).

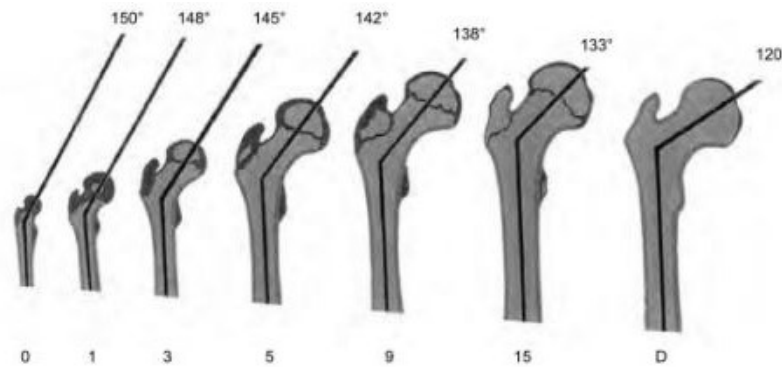
Tabulka 4 Předpokládaný vývoj pohybu horních a dolních končetin v běžecké lokomoci (přeloženo, dle Haywood a Getchell, 2014, 74)

Pohyb dolních končetin	
Fáze 1	Minimální letová fáze. Krok je krátký a dopad je na celé chodidlo. Při švihů vpřed je dolní končetina spíše tuhá.
Fáze 2	Krok se prodlužuje. Koleno je při švihů flektováno alespoň do 90°. Dolní končetina při něm ovšem neekonomicky vykonává rotační pohyb.
Fáze 3	Krok je dlouhý. Dolní končetiny se pohybují v sagitální rovině.
Pohyb horních končetin	
Fáze 1	Vysoké či střední držení paží. Paže jsou drženy v oblasti mezi rameny a pasem a pohybují se velmi málo.
Fáze 2	Oboustranný švih paží. Paže se pohybují vpřed a vzad, ale pohybují se zároveň.
Fáze 3	Střídavý pohyb paží. Paže se pohybují vpřed a vzad střídavě, každá s protilehlou dolní končetinou. Vpředu švihají šikmo před hrudník.
Fáze 4	Paže se pohybují vpřed a vzad kontálaterálně s dolními končetinami. Pohyb probíhá blízko sagitální rovině.

První způsob běhu dítěte je neekonomický, končetiny vykonávají příliš pohybu do stran, místo aby švihaly ve směru pohybu. Je potřeba, aby dítě mělo dostatečnou sílu pro propulzi a stabilitu při dopadu a stejné fázi (Haywood a Getchell, 2014).

Vyzrálý běh, který dle Gallahue a Ozmun (1997) nastává kolem šesti let věku, se vyznačuje dlouhým krokem a delším trváním letové fáze. Dolní končetiny vykonávají předozadní pohyb a neunikají do stran, špička nohy směřuje vpřed a nevychyluje se, opěrná báze je užší. Koleno stejné končetiny se flektuje při přechodu těžiště. Trup se více rotuje pro umožnění delšího kroku a naklání se lehce vpřed. Paže se pohybují vpřed a vzad, jsou flektovány v lokti (Haywood a Getchell, 2014).

Během růstu se utvářejí klouby a uzavírají růstové štěrby. Utváří kolodiafyzární úhel krčku femuru a orientace acetabula. Při narození fyziologicky úhel krčku femuru dosahuje přibližně 150° . Do 5 let se kolodiafyzární úhel se sníží na 142° do devíti let přibližně na 138° . V dospělosti dosahuje přibližně 120° - 125° (Kolář, 2009; Dungl, 2014) Na utváření anatomie kloubu se podílí kvalita vyvážení svalové aktivity. Uzrávání anatomie kloubů a nervového systému ovlivňuje biomechaniku pohybu.



Obr. 18 Ontogenetický vývoj kolodiafyzárního úhlu; číslice vespod znamenají roky věku; D=dospělost (Dungl, 2014, 654)

Pro motorický vývoj a učení je důležitý správný vývoj lidské nohy, neboť zajišťuje základy pro bipedální lokomoci a stabilní stoj (Hollander et al., 2017). Výběr dětských bot může mít vliv na utváření dětské nohy. Může ovlivnit utváření nožní klenby a úhel palce. Nevhodná obuv může přispívat ke vzniku ploché nohy, naopak chůze naboso a vhodné zatížení chodidla může podpořit správný vývoj klenby a funkce dětské nohy (Hollander et al., 2017).

Přirozeně naboso chodící a běžající jedinci vykazují menší výskyt plochonoží a deformit prstů, chodidlo je ohebnější oproti těm, kteří běžně nosí boty. Nicméně vývoj klenby a nohy je vázán i na další faktory jako je tělesná hmotnost, pohybová aktivita, etnikum a věk (Hollander et al., 2017).

Mesquita et al. (2019) sledovali zatížení plosky při běhu s došlapem na patu u dětí ve věku 4 – 10 let. Děti běžely spontánní rychlostí. Děti ve věku 4 - 5 let měly ve stoje plošší nohu než starší probandi. Tlaky na střed nohy, přednoží, palec a prsty při běhu dosahovaly vyšších maximálních hodnot než při chůzi, u paty to bylo naopak. Chodidlo mělo kontakt s podložkou na větší ploše. Největší rozdíl zatížení plosky v běhu oproti chůzi zaznamenali ve střední části chodidla, kdy v běhu byla tato část zatížena více. U dětí ve věku 4 – 5 let byl vyšší maximální tlak vyvíjen na patu, zatímco u starších dětí na palec.

Vyzrálé zatížení plosky se objevuje kolem 5. – 6. roku. V průběhu vývoje se s tělesným růstem zvyšuje zatížení paty, přednoží a prstů, ve střední části chodidla se nezvyšuje zatížení kvůli formující se podélné klenbě (Bosch et al., 2010). Rozšiřuje se také relativní styčná plocha chodidla.

Zatížení chodidla se mění s hmotností. Cousins, Morrison a Drechsler (2013) sledovali toto zatížení při chůzi u dětí ve věku 7 – 11 let. Děti byly rozděleny do tří skupin dle hmotnosti. Již ve věku 7 let se zatížení obézních dětí lišilo od zatížení dětí s normální hmotností. Tyto změny byly pozorovány i u dětí, které měly nadváhu. Obezita může být rizikovým faktorem pro vývoj muskuloskeletálních potíží, které ovlivňují dolní končetiny. Mění se struktura nohy, zatížení chodidel při chůzi a následně i charakteristika chůze, potažmo běhu.

Latorre-Román et al. (2018) sledovali typ došlapu u předškolních dětí, které běžely v botách a naboso. Studie se účastnilo 1356 dětí (673 chlapců a 683 dívek) ve věku 3 - 6 let. Každé dítě běželo dvakrát vzdálenost o délce 40 m spontánní rychlostí. Jednou obuté, jednou naboso. Mezi rychlostmi těchto dvou úseků nebyly významné rozdíly. Výskyt došlapu na patu se mezi pohlavími významně nelišil. Chlapci došlapovali na patu v 44,2 % případů běhu v obuvi a v 34,7 % případů při běhu naboso, dívky v 48,5 %, resp. 36,1 % případů. Oproti výskytu došlapu na patu u dospělých rekreačních běžců, který činí 74,9 – 95,4 %, byl výskyt u dětí výrazně nižší (Latorre-Román et al., 2018).

Miyamoto, Takeshita and Yanagiya (2018) zkoumali, zda u chlapců ve věku 10 – 11 let budou rozdíly v rychlosti běhu na 50 m mezi těmi, kteří došlapují na patu (n=12) a těmi, kteří dopadají na přední či střední část nohy (n=12). Ti, kteří došlapovali na střední či přední část nohy, byli ve sprintu rychlejší, došlapovali blíže k CoM těla, měli kratší krok, vyšší krokovou frekvenci, větší maximální rychlost flexe v koleni při švihové fázi a větší maximální rychlosti extenze v kyčli na konci stojné fáze a měli kratší dobu kontaktu se zemí než ti, kteří dopadali na patu.

Williams et al. (2019) měřili biomechanické parametry běhu 15 dětí ve věku 9 – 11 let. Dále hledali souvislost mezi některými biomechanickými parametry s výkonem běhu na 1000 m. Ti, kteří uběhli vzdálenost rychleji, měli delší krok, kratší dobu kontaktu se zemí a došlapovali na přední či střední část chodidla, tedy měli menší úhel dorsiflexe. Ovšem rozdíl mezi výkony těch, kteří dopadali na patu a těch, kteří dopadali na střed či přední část chodidla, nebyl statisticky významný. Osm dětí dopadalo v dorzální a šest v plantární flexi v kotníku. Klíčové biomechanické prvky běhu dětí před pubertou korelují s jeho ekonomikou stejně jako u dospělých (např. délka kroku). Grafy

znázorňující kinematiku běhu dětí ve věku 9 - 11 let v sagitální, frontální a transversální rovině dle Williams et al. (2019) jsou uvedeny v Příloze č. 6.

Další studie týkající se dětského běhu se věnovaly porovnání kinematiky běhu dětí s mozkovou obrnou (Davids et al., 1998) a koordinační poruchou (Chia et al., 2013) se zdravými jedinci.

3 KINEMATICKÁ ANALÝZA BĚHU

Kinematická analýza běhu je prostředkem k zobrazení biomechaniky běhu jedince. Může ozřejmit patologické prvky stereotypu běhu a pomoci k odhalení příčiny běžcova zranění. Abnormální biomechanika běhu je považována za možnou příčinu zranění u běžců (Dugan a Bhat, 2005; Ryan et al., 2006; Taunton et al., 2003). Kinematická analýza se provádí v terénních nebo laboratorních podmínkách či v ordinaci s běžeckým pásem. Dle Riley et al. (2008) lze analýzu mechaniky běhu na běžeckém páse vztáhnout k mechanice běhu po zemi. Naproti tomu Fellin, Manal a Davis (2010) konstatují, že výsledky z rozboru běhu na běžeckém páse nejde vztáhnout na běh po zemi pro všechny osoby.

Rozumalski et al. (2015) srovnávali kinematiku a kinetiku běhu dětí (průměrný věk 11,7 let) na běžeckém páse a po zemi při podobné rychlosti. Vzhledem k velkému množství statisticky odlišných výsledků neshledali běžecký pás jako vhodný pro studování dětského běhu.

Ve studiích, která spojují zranění s abnormální biomechanikou, bývají využity moderní technologie (běžecké pásy a 3D systémy pro zachycení pohybu), ale většina abnormalit může být postihnuta jednoduchou analýzou 2D videozáznamu (Souza, 2016). Běžec je při běhu snímán kamerami. Pro zpřesnění pozice končetin na záznamu a pro zjednodušení vyhodnocení je možné nalepit na dané tělesné body markery.

Biomechanická analýza běhu může být ovlivněna několika faktory (Williams, 1985):

- rychlostí běhu
- velikostí souboru
- pohlavím (většina biomechanických znaků však nevykazuje významnou odlišnost)
- věkem probandů
- trénovaností jedince
- obuví, povrchem
- únavou
- handikepem či patologií
- podmínkami a protokolem experimentu (např. běh v terénu a na páse)

Analýza záznamu probíhá jeho zpomalením a odečítáním a hodnocením jednotlivých prvků. Souza (2016) zdůrazňuje význam systematickosti a nabízí disto-proximální plán hodnocení. Prvky, které mohou být postihnuty okem hodnotitele na zpomaleném záběru, jsou:

Z boku (laterálního pohledu):

- Fáze běžeckého kroku
- Typ došlapu (RFS, MFS, FFS)
- Úhel nohy (chodidla) k podložce při iniciálním kontaktu (nelze aplikovat u došlapu na střed nohy)
- Pozice tibie při zatížení
- Flexe v koleni během stojné fáze (maximální flexe)
- Extenze v kyčelním kloubu během závěru stojné fáze
- Náklon trupu
- Příliš dlouhý krok (iniciální kontakt nohy je před CoM běžce)
- Hrubý vertikální pohyb těžiště (CoM) - nelze vyčíst přesné umístění těžiště

Různé úhly mezi segmenty způsobují vznik různých reakčních sil a tím vrcholové momenty sil svalů a absorpci různě velké energie. Znalost úhlů je důležitý prvek při odhadování reakčních sil země a kinetiky kloubů dolních končetin při běhu (Wille et al., 2014).

Do dnešní doby není přesně specifikováno, jak velký úhel v daném pohybovém segmentu je již abnormální a potenciálně rizikový pro vznik zranění. Záleží na hodnotiteli, kdy uzná parametr již za rizikový (Souza, 2016). Není vhodné vyvozovat závěry z hodnocení jednoho parametru, je třeba se dívat na celou posturu a průběh pohybu běžce.

Dle Pipkin et al. (2016) je kinematická kvalitativní videoanalýza vysoce reprodukovatelná, co se detekce fází krokového cyklu a typu došlapu týká, stejně tak flexe kolene ve stojné fázi, pozice tibie při zatížení a náklonu trupu. Další měřené parametry by měly být brány s obezřetností – vzdálenost nohy a CoM při došlapu a dorziflexe nohy při stojné fázi.

Pro získání stabilního výsledku průměru hodnocených parametrů je dle Dingenen et al. (2018) vhodné hodnotit tyto parametry minimálně u 7 kroků.

PRAKTICKÁ ČÁST

4 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem této diplomové práce je nahlédnutí na kinematické parametry běhu u žáků první třídy základní školy, tedy u dětí ve věku 6 – 8 let. Analyzovali jsme stojnou fázi. Vybrali tři momenty: došlap, moment vertikály a moment toe-off, u kterých jsme sledovali vybrané úhly (viz 4.3.2. Rozměření záznamu). Hodnoty úhlů jsme popsali pojmy deskriptivní statistiky.

Některé sledované parametry rozdělily soubor do dvou skupin, u těchto skupin jsme porovnali hodnoty úhlů pro zjištění statisticky významného rozdílu.

4.1 Hypotézy

Hypotéza 1: Procentuální zastoupení RFS v souboru bude výrazně nižší než 75%.

Hypotéza 2: Úhel inklinace tibie se bude významně lišit mezi skupinou RF a FF+MF.

Hypotéza 3: Existuje závislost úhlu inklinace tibie při IC na úhlu v kolenu při IC.

4.2 Popis skupiny

Experimentu se zúčastnilo 76 žáků. Na základě dotazníku, který vyplnili rodiče, byli vyřazeni 3 žáci, u nichž by mohly být výsledky ovlivněny zdravotním stavem, a další dva, kteří byli starší 8 let. Ještě jeden proband byl vyřazen kvůli nevhodnému záznamu. Statistické šetření tedy proběhlo u 70 žáků (37 dívek, 33 chlapců). Žákům bylo průměrně 7,13 +/- 0,47 let. Průměrné výšky 126,4 +/- 5,7 cm a průměrné hmotnosti 25,4 +/- 4,7 kg. V následující tabulce (Tabulka 5) jsou uvedeny hodnoty odděleně dle pohlaví. Na percentilovém růstovém grafu (graf empirických percentilů hmotnost/výška získaných z antropologického výzkumu dětí a mládeže - CAV 1991 - SZÚ Praha) se poměr průměrné hmotnosti a výšky ocitl u obou pohlaví velmi blízko 50. percentilu.

Z dotazníkového šetření vyplynulo, že z našeho souboru se 31,4% dětí pravidelně věnuje vedené sportovní aktivitě (sportovní trénink, kroužek ve škole). Z těchto dětí se 68% věnuje více než jednomu sportu. Průměrně děti absolvují 2 tréninkové jednotky týdně.

Tabulka 5 Charakteristika probandů

	Průměr (SD) n = 70	Průměr dívky (SD) n=37	Průměr chlapci (SD) n=33
Věk (roky)	7,13 (0,47)	6,99 (0,43)	7,27 (0,47)
Výška (cm)	126,4 (5,7)	125,3 (5,5)	127,6 (5,7)
Hmotnost (kg)*	25,4 (4,7)	24,3 (4,4)	26,2 (4,8)

*hmotnost v oblečení

4.3 Metodika

Experiment byl proveden pořízením videozáznamů běhu žáků prvních tříd základních škol z bočního a zadního pohledu a jejich následným rozměření.

Rodičům účastníků byl písemně průběh natáčení vysvětlen, byl jim dán prostor na položení otázek a v případě souhlasu rodiče podepsali přiložený písemný souhlas (viz Příloha č. 9). V rámci formuláře s písemným souhlasem byli rodiče dotazováni na případné vývojové či jiné onemocnění, pro které by bylo dítě léčeno či sledováno a které by mohlo ovlivnit měření. Dále na druh a frekvenci pohybové aktivity, které se dítě pravidelně věnuje.

Účastnili se pouze ti žáci, kteří měli písemný souhlas od rodičů, chtěli se zúčastnit a neměli žádné zranění.

Natáčení běhu dětí jsme se souhlasem vedení školy, učitelů a písemným souhlasem rodičů žáků prvních tříd provedli v říjnu 2018 (26 žáků), v červnu 2019 (41 žáků) v externích prostorách dvou pražských základních škol. V lednu 2020 v tělocvičně pražské základní školy (9 žáků).

Účastníci byli oblečeni v tričku a šortkách či delších upnutých kalhotách. Obutí byli v běžecké obuvi, teniskách, případně cvičkách. Na trochanter major femuru levé dolní končetiny jim byl nalepen kus barevné lepicí pásky (čtverec, 2,5 cm x 2,5 cm) pro lepší identifikaci klíčového bodu kyčelního kloubu.

Pro získání antropometrických údajů byli žáci naboso změřeni krejčovským metrem a v oblečení (tričko, šortky či legíny) bez bot zváženi na běžné elektronické váze (vážící na desetiny kilogramu).

4.3.1 Pořízení záznamu

Pořízení záznamu proběhlo na hřišti o velikosti basketbalového hřiště s umělým povrchem, nebo umělým travnatým povrchem. Žáci se rozešli míčovou hrou na vedlejším hřišti a poté postupně probíhali rovný 30m úsek, jehož začátek a konec byl určen viditelnými předměty (kloboučky či půlkami tenisových míčků). Při běhu byli snímáni dvěma kamerami GoPro Hero 6 se snímkovací frekvencí 240 Hz. První kamera byla instalována ze strany na trojnožce a snímala běžce z levé strany. Druhá byla zavěšena na zajištěné železné konstrukci, pod kterou běžci probíhali. Snímala běžce zezadu pro detekci poklesu pánve při stojné fázi. Vzdálenost kamery na straně byla nastavena tak, aby se do záběru vešla celá postava dítěte a okolní prostředí s referenčními přímkami (viz 4.3.2.6 Určení vertikály, horizontály). Pokud je boční kamera umístěna příliš blízko, je menší pravděpodobnost zachycení kroku ve správném úhlu, je-li příliš daleko, obraz má po přiblížení nižší rozlišení a měření bude méně přesné. Výška horní kamery byla nastavena tak, aby děti pohodlně proběhly a nebyly nuceny ke krčení.

Děti byly instruovány, aby doběhly ke vzdálenému označenému bodu. Běžely spontánní rychlostí, nebyl jim dán pokyn ohledně rychlosti. Jelikož se experiment týkal stylu švihového nikoli šlapavého, děti nebyly instruovány k běhu maximální rychlostí.

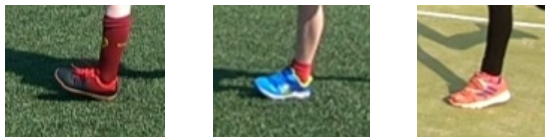
Pro experiment byla použita metoda, která je běžně dostupná pro klinickou praxi.

4.3.2 Rozměření záznamu

Pro rozměření pořízeného záznamu byl použit software Kinovea – 0.8.15 (ke stažení na www.kinovea.org). Záznam byl procházen po jednotlivých snímcích (0,009s) a byly detekovány tři snímky dle požadovaného momentu běžeckého kroku (došlap, moment vertikály, moment toe-off). Na těchto snímcích byly manuálně autorkou diplomové práce změřeny požadované úhly pomocí funkce softwaru. Ze záznamů ze zadního pohledu byl aspekčně hodnocen pokles pánve při stojné fázi levé dolní končetiny.

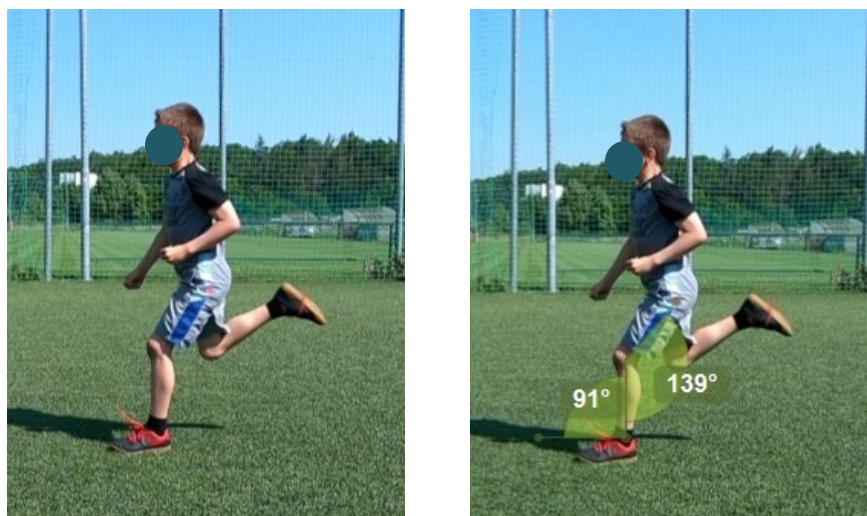
4.3.2.1 Došlap (*initial contact, IC*)

Moment došlapu byl identifikován jako moment, kdy se bota dotkne země a dochází k její deformaci. U běžců byl určován typ došlapu (RFS, MFS, FFS) (Obr. X).



Obr. 19 Typ došlapu - zleva: RFS - MFS - FFS

Na těchto snímcích byl měřen úhel, který svírá tibia s horizontálou (inklinace tibie) a úhel, ve kterém se nachází koleno. Vrchol úhlu inklinace tibie se nacházel na laterálním malleolu dolní končetiny. Bod kolene se nacházel v jeho myšleném středu. Úhel v koleni vznikl spojením kolene s laterálním malleolem kotníku a s velkým trochanterem femuru.



Obr. 20 Došlap a měřené úhly – inklinace tibie 91°, koleno (IC) 139°

4.3.2.2 *Moment vertikály (midstance, MS)*

Moment vertikály se objevuje v rámci stejné fáze dolní končetiny (midstance). Byl určen jako moment, kdy se nachází trochanter major femuru vertikálně nad laterálním malleolem.

Na tomto snímku byly měřeny tři úhly. Prvním byl úhel v kolenní stejné dolní končetiny. Pro lepší měření jsme zvolili úhel vedlejší ku skutečnému úhlu flexe v kolenní. Druhým úhlem byl úhel, který svírala přímka velký trochanter femuru - CTh a přímka velký trochanter - koleno. V tomto úhlu se odráží míra náklonu trupu a pokrčení kolenní. Čím vyšší jsou tyto dvě komponenty, tím menší je tento úhel (vyšší úhel náklonu a nižší úhel v kolenní). Třetím úhlem byl úhel náklonu trupu.



Obr. 21 Moment vertikály a měřené úhly – koleno (MS) 119°, K-T-Cth 138°, náklon 11°

4.3.2.3 *Moment toe-off (TO)*

Moment toe-off nastává, když se špička nohy odlepí od země. V tomto momentu byl měřen úhel v kolenu a úhel, který svíral femur s vertikálou, pojmenovali jsme jej „úhel zanožení“. Tento úhel nevystihuje čistou extenzi v kyčelním kloubu, tělo se nachází v náklonu. Úhel jsme zde však měřili ku vertikále.



Obr. 22 Moment TO a měřené úhly – úhel zanožení 32°, koleno (TO) 156°

4.3.2.4 *Reklinace krční páteře*

Krční páteř by měla být v neutrálním postavení. Pokud došlo k reklinaci nedošlo, hodnotili jsme parametr jako „NE“ (Obr. 23), pokud došlo, hodnotili jsme jej jako „ANO“ (Obr. 24).



Obr. 23 Neutrální postavení krční páteře, hodnoceno jako "NE"



Obr. 24 Reklinace krční páteře, hodnoceno jako „ANO“

4.3.2.5 Pokles pánve

Procházením jednotlivých snímků stejné fáze levé dolní končetiny byl hodnocen pokles pánve. Pokud byl výrazný, byl hodnocen jako „ANO“ (Obr. 25), v opačném případě jako „NE“ (Obr. 26). Tento parametr byl hodnocen pouze aspekčně. Vodítkem hodnocení bylo myšlené horizontální spojení SIPS (spina iliaca posterior superior).



Obr. 25 Pozice pánve hodnocená jako "ANO"



Obr. 26 Pozice pánve hodnocená jako "NE"

4.3.2.6 Určení horizontály, vertikály

Pro stanovení úhlu v programu Kinovea se po kliknutí na vrcholový bod úhlu zobrazí pravý úhel. Spodní i vrchní rameno odpovídá referenčním přímkám na pozadí natáčeného prostředí. Důležité je správné nastavení pozice kamery. Při správném nastavení se v tomto případě při určení vrcholu úhlu na bázi sloupu proti kameře vytvoří 90° úhel, jehož ramena kopírují sloup a hranu trávníku, tedy referenční přímky pozadí (viz Obr. 27).



Obr. 27 Korespondence úhlu s referenčními přímkami

Pro změření požadovaného úhlu je nutné zachytit správný snímek zvoleného momentu v rámci běžeckého cyklu. Potíž může nastat, pokud tento moment proběhne mezi dvěma snímky. Pak je nutné vybrat ten bližší, pokud není k dispozici snímek dalšího kroku nebo možnost natočení nového záznamu.

Zkreslení úhlu je způsobováno nevhodným postavením běžce vůči kameře. Nejpřesnější je varianta, kdy se běžec nachází přímo před kamerou.

U některých probandů se stalo, že marker zakryla ruka běžce, která se v tomto momentu nacházela vedle trochanteru major femuru. Pak bylo nutno bod odhadnout dle blízkých snímků.

I když dětem bylo řečeno, že mají běžet přímo rovně, některé běžely mírným obloukem a tím se mírně vzdálily od kamery. Je vhodné se nezmiňovat o kamerách na konstrukci, aby se děti nekrčily. U nás k tomuto došlo v jednom případě, který byl ze statistického zpracování vyřazen.

Všechny úhly z jednoho snímku je vhodné vyhodnocovat v jednom snímku, ne samostatně, jelikož mají společné body. Samostatným hodnocením se zvyšuje riziko chyby.

4.3.3 Statistické zpracování

Zjištěné hodnoty byly zadány do programu MS Excel a statistické zpracování bylo provedeno pomocí programu Statistica 12. Byl proveden dvouvýběrový t-test pro zjištění statisticky významného rozdílu mezi skupinami (dívky x chlapci, běžci s FF+MF x RF, s x bez poklesu pánve...). Hladina významnosti byla stanovena na 0,05 ($\alpha = 0,05$).

U měřených úhlů bylo v rámci souboru zjištěno rozložení, minimální a maximální hodnota, průměr, medián, modus a bylo určeno rozpětí 50% středních hodnot, tedy hodnot nacházejících se mezi 1. a 3. kvartilem.

Pro některé znaky byla provedena korelační analýza pro zjištění vzájemné závislosti.

4.3.4 Intraindividuální variabilita hodnotitele

Úhly byly s odstupem času znovu přeměřeny u 20 probandů stejným hodnotitelem. Rozdíl mezi oběma měřeními činil -6° až 5° . Průměrná odchylka všech měřených úhlů byla $0,26^\circ$. Průměrné odchylky specificky pro jednotlivé úhly jsou uvedeny v následující tabulce (Tabulka 6).

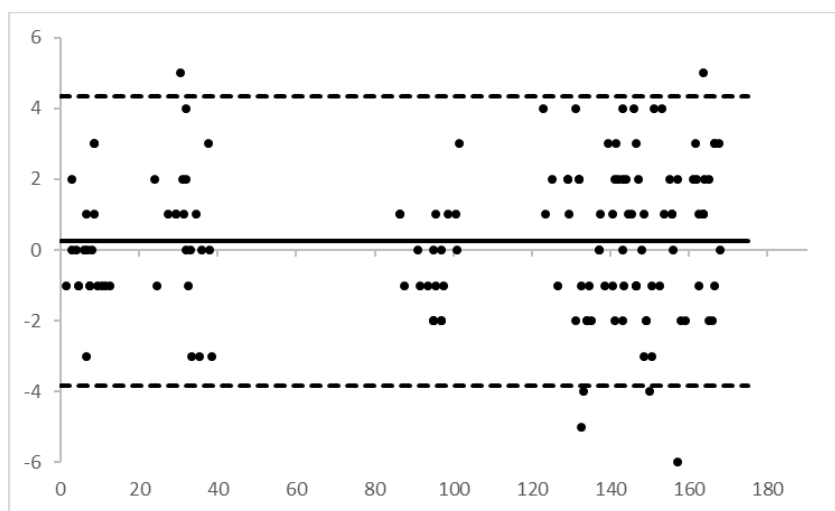
Největší průměrná odchylka nastala v případě úhlu v kolenu při momentu toe-off. Zřejmě kvůli nepřesnosti v určování bodu středu kolene.

Tabulka 6 Průměrné odchylky měření u měřených úhlů

Úhel	Průměrná odchylka (°)
Inklinace tibie (IC)	-0,35
Úhel v kolenu (IC)	0,20
Úhel v kolenu (MS)	0,10
Koleno-trochanter-CTh (MS)	0,05
Náklon (MS)	-0,10
Úhel v kolenu (TO)	1,30
Úhel zanožení (TO)	0,60

Bland-Altmanův graf zobrazuje rozmístění odchylek měření od průměru hodnoty úhlu (vycházejícího ze dvou měření). Šest měření spadá mimo oblast 95% konfidenčního intervalu, která se nachází hodnotami 4,3° a -3,8° (Graf 1).

Graf 1 Bland - Altmanův graf pro chybu měření

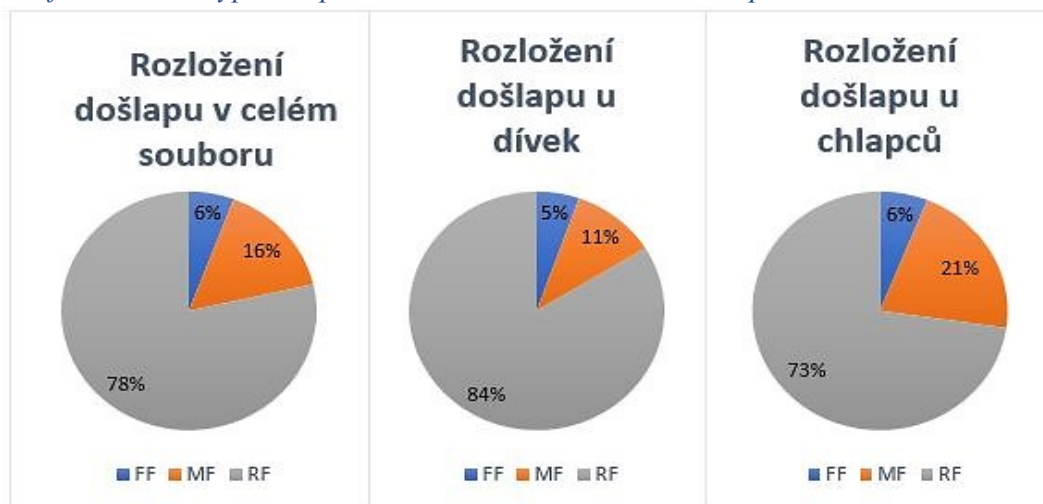


4.4 Výsledky

4.4.1 Typ došlapu

U probandů se FFS objevil ve 4 případech, MFS v 11 případech a RFS v 55 případech. FFS u dívek i u chlapců ve 2 případech, MFS u dívek ve 4 a u chlapců v 7 případech. RFS byl zaznamenán u dívek v 31 a u chlapců v 24 případech. Následující grafy znázorňují rozložení došlapu v souboru (Graf 2).

Graf 2 Rozložení typ došlapu v celém souboru, u dívek a u chlapců



V porovnání hodnot mezi skupinou FF+MF s RF vyšel signifikantně nižší úhel inklinace tibie při došlapu ($p < 0,001$). Další měřené úhly se statisticky významně nelišily. (viz Příloha č. 2)

4.4.2 Měřené úhly z laterálního pohledu

V následující tabulce jsou uvedeny průměry a směrodatné odchylky měřených úhlů pro celý soubor, pro dívky a pro chlapce (Tabulka 7).

Tabulka 7 Průměrné hodnoty měřených úhlů pro celý soubor a pro dívky a chlapce

Úhel (°)	Průměr dohromady (SD)	Dívky (SD)	Chlapci (SD)	p ($\alpha = 0,05$)
Inklinace tibie (IC)	95,69 (4,03)	96,43 (3,97)	94,85 (4,00)	0,1014
Úhel v kolenní (IC)	147,07 (6,34)	148,76 (5,86)	145,18 (6,42)	0,0175
Úhel v kolenní (MS)	129,00 (6,94)	129,62 (6,50)	128,30 (7,44)	0,4315
Koleno-trochanter-CTh (MS)	145,04 (6,56)	145,41 (6,76)	144,64 (6,40)	0,6278
Úhel v kolenní (TO)	161,54 (5,89)	161,78 (6,01)	161,27 (5,82)	0,7198
Úhel zanožení (TO)	31,66 (4,91)	31,11 (4,86)	32,27 (4,97)	0,3258
Náklon	6,74 (3,01)	6,86 (3,33)	6,61 (2,65)	0,7224

Mezi dívkami a chlapci jsme našli signifikantně významný rozdíl v úhlu v kolenu při došlapu ($p = 0,0175$). Mezi průměry v tomto úhlu mezi těmito dvěma skupinami byl rozdíl 4° .

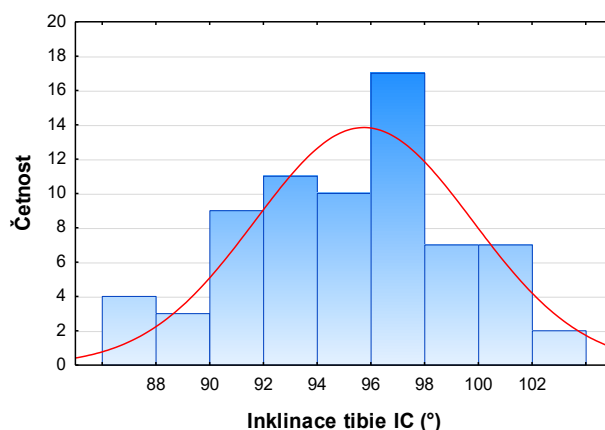
Tabulka s podrobným popisem úhlů v celém souboru je uvedena v Příloze č. 1.

Mezi skupinou, která běžela v tělocvičně a tou, která běžela venku jsme nenalezli statisticky významný rozdíl. Proto byly hodnoty posuzovány dohromady. Stejně tak jsme posuzovali dohromady hodnoty chlapců a dívek, podobně jako v jiných studiích (Williams et al., 2019; Chia et al., 2013).

4.4.2.1 Inklinace tibie (IC)

Průměrně probandi došlapovali v $95,69^\circ$ ($4,03^\circ$) úhlu tibie vůči rovině země. Menší hodnota tohoto úhlu značí tzv. vertikálnější tibií ($90^\circ =$ vertikální tibiie) a tím i zpravidla bližší došlap k CoM. Medián tohoto úhlu byl 96° , rozptyl hodnot byl $86^\circ - 104^\circ$. 50% středních hodnot se vyskytovalo mezi $93^\circ - 98^\circ$. Rozložení ve skupině je znázorněno na následujícím grafu (Graf 3).

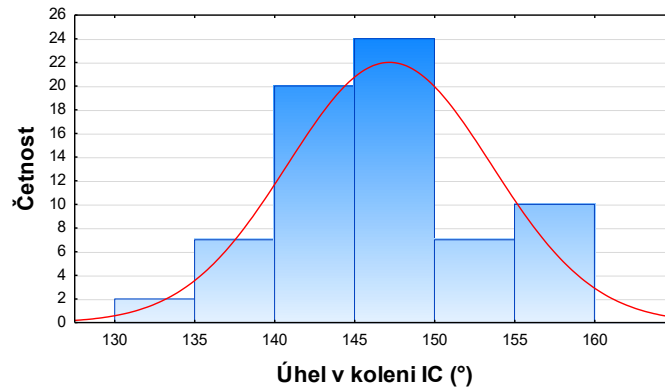
Graf 3 Histogram pro úhel inklinace tibie při IC



4.4.2.2 Úhel v kolenu (IC)

Při došlapu byl průměrný úhel v kolenu $147,07^\circ$ ($6,34^\circ$). Medián byl roven $147,5^\circ$. Rozptyl byl $133^\circ - 160^\circ$. Středních 50% hodnot se pohybovalo mezi $142^\circ - 150^\circ$ ($30^\circ - 38^\circ$ flexe v kolenu). Rozložení hodnot je znázorněno na Grafu 4.

Graf 4 Histogram po úhel v koleni při IC

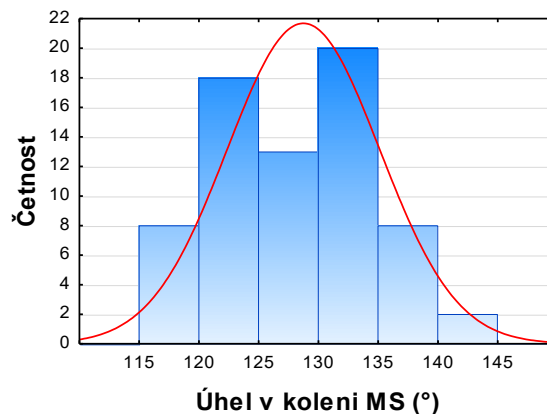


Úhel inklinace tibie a úhel v koleni při jsou na sobě závislé ($r = 0,44$; $p < 0,001$). S větším úhlem inklinace se zvětšuje úhel v koleni (a tím snižuje flexe v koleni). Příslušný graf viz Příloha č. 5.

4.4.2.3 Úhel v koleni (MS)

Průměrný úhel v koleni v momentě vertikály byl $129,00^\circ$ ($6,94^\circ$). Medián byl roven $128,5^\circ$. Rozpětí hodnot úhlů bylo $117^\circ - 153^\circ$. 153° byla odlehlá hodnota, druhá největší hodnota byla 143° . Odlehlou hodnotu jsme vyřadili z dalšího statistického zpracování. Středních 50% hodnot se pohybovalo v rozmezí $124^\circ - 135^\circ$ ($45^\circ - 56^\circ$ flexe v koleni). Graf 5 znázorňuje rozložení hodnot tohoto úhlu v našem souboru.

Graf 5 Histogram pro úhel v koleni při MS

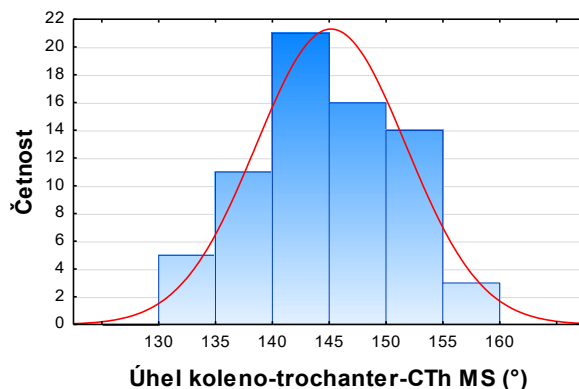


Dle korelační analýzy úhel v koleni v MS koreluje s úhlem v koleni při IC ($r = 0,44$; $p < 0,001$) a s úhlem v koleni při TO ($r = 0,32$; $p = 0,008$) (viz Příloha č. 4). Dále tento úhel koreloval s úhlem koleno-trochanter-CTh ($r = 0,39$; $p < 0,001$).

4.4.2.4 Úhel koleno-trochanter-CTh (MS)

Průměr úhlu koleno-trochanter-CTh byl $145,04^\circ$ ($6,56^\circ$). Medián byl roven 144° . Rozptyl úhlů byl $131^\circ - 160^\circ$. 50% středních hodnot se pohybovalo mezi $141^\circ - 150^\circ$. Rozložení hodnot úhlů je znázorněno na Grafu 6.

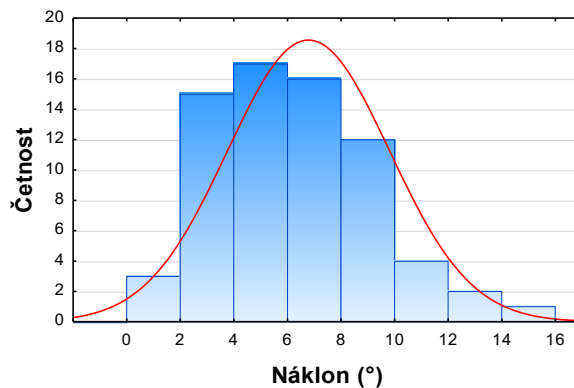
Graf 6 Histogram pro úhel koleno-trochanter-CTh při MS



4.4.2.5 Náklon

Průměrný úhel náklonu trupu od vertikály byl $6,74^\circ$ ($3,01^\circ$). Medián tohoto úhlu byl $6,5^\circ$. Rozpětí hodnot bylo $1^\circ - 15^\circ$. Žádný z probandů neběžel v záklonu. 50% středních hodnot se pohybovalo mezi $4^\circ - 9^\circ$. Graf 7 znázorňuje rozložení velikostí úhlů ve skupině.

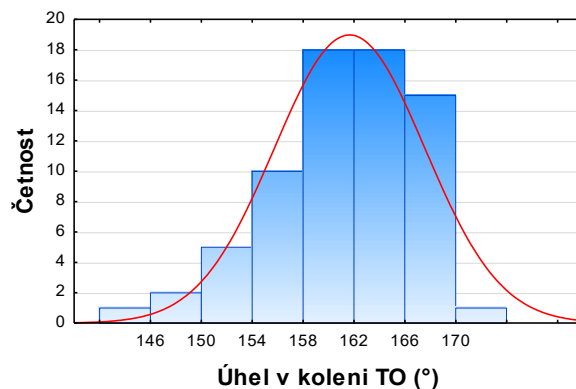
Graf 7 Histogram pro náklon



4.4.2.6 Úhel v koleni (TO)

Průměrný úhel v koleni v momentu TO byl 161° ($5,89^\circ$). Medián tohoto úhlu byl roven 162° . Rozpětí hodnot bylo $143^\circ - 172^\circ$. 50% středních hodnot se pohybovalo v rozmezí $157^\circ - 166^\circ$ ($14^\circ - 23^\circ$ flexe). Rozložení hodnot úhlu je znázorněno na Grafu 8.

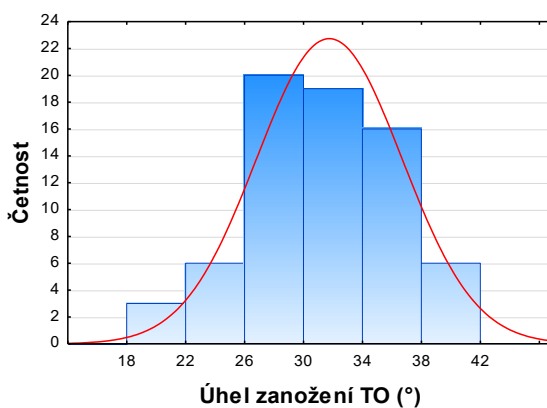
Graf 9 Histogram pro úhel v koleni při TO



4.4.2.7 Úhel zanožení (TO)

Průměrný úhel zanožení byl $31,66^\circ$ ($4,91^\circ$). Medián tohoto úhlu byl $31,5^\circ$. Minimální hodnota byla 21° a maximální 40° . 50% středních hodnot se pohybovalo v rozpětí $29^\circ - 36^\circ$. Graf 9 zobrazuje rozložení hodnot tohoto úhlu v souboru.

Graf 8 Histogram pro úhel zanožení



4.4.3 Pohled zezadu, pokles pánve

Pokles pánve byl hodnocen u 55 probandů. Pro 15 probandů jsme neměli k dispozici záznam. Výrazný pokles pánve při stejné fázi levé dolní končetiny byl zaznamenán v 7 případech.

Mezi skupinami probandů s a bez výrazného poklesu pánve nebyl zjištěn signifikantní rozdíl u žádného z měřených úhlů. (viz Příloha č. 3)

4.4.4 Reklinační krční páteře

Reklinační krční páteře byla identifikována u 6 jedinců. U ostatních probandů byla v neutrálním postavení, ojedinele ve flexi.

Těchto 6 jedinců se statisticky významně lišilo v úhlu zanožení ($p = 0,022$). Průměrný úhel zanožení byl o 5° větší než u těch, kteří reklinační postavení krční páteře nevykazovali. (viz Příloha č. 3)

4.5 Ověření hypotéz

Hypotéza 1 ve znění „Procentuální zastoupení RFS v souboru bude výrazně nižší než 75%“ se nepotvrzuje vzhledem k tomu, že zastoupení RFS v souboru bylo 78% a nebylo tedy nižší než 75%. (viz 4.4.1 Typ došlapu)

Hypotéza 2 ve znění „Úhel inklinace tibie se bude významně lišit mezi skupinou RF a FF+MF.“ se potvrzuje. Mezi skupinou RF a FF + MF byl zjištěn signifikantní rozdíl v úhlu inklinace tibie při IC ($p < 0,001$). (viz 3.4.1 Typ došlapu)

Hypotéza 3 ve znění „Existuje závislost úhlu inklinace tibie při IC na úhlu v kolenní při IC“ se potvrzuje. Byla nalezena statisticky významná korelace ($r = 0,44$; $p < 0,001$). (viz 4.4.2.2 Úhel v kolenní (IC))

4.6 Limitace experimentu

Limitací experimentu je, že žáci z časových a logistických důvodů běželi pouze jednou a byli snímáni pouze z jedné strany. Byly hodnoceny parametry pouze jednoho kroku levé dolní končetiny. Hodnocení bylo provedeno pouze jedním hodnotitelem. Děti, které se experimentu účastnily, byly pouze z pražských základních škol.

Vliv na přesnost zobrazení úhlu má pozice těla ve stejné fázi levé dolní končetiny vzhledem ke kameře. Nejostřejší obraz získáme, pokud se proband nachází v optimální pozici vůči optickému středu objektivu kamery. Při pozici blíže ke krajům úhlu záběru kamery dochází ke zkreslení. Případné řešení by mohlo být přidání druhé kamery. Zvýšila by se tím pravděpodobnost zachycení probanda ve správné pozici.

Děti běžely spontánní rychlostí. Rychlost běhu ovlivňuje velikost maximálních úhlů. Je možné, že rychlost běhu ovlivnila výsledky. Zejména parametry v momentu TO, který obsahuje maximální úhly extenze dolní končetiny při propulzi.

V našem experimentu jsme měli vyznačen pouze trochanter major femuru. Nechtěli jsme lepit další značky, aby tím děti nebyly zbytečně rozrušovány, což by narušilo průběh experimentu. Pro natáčení jsme měli vyhrazenou jednu hodinu tělesné výchovy. Markery, ať už na nalepené na oděvu lépe na kůži probandů se můžou během pohybu posouvat a snižovat tak přesnost měření.

4.7 Návrhy pro další zkoumání

Pro další zkoumání by bylo vhodné zařadit více probandů z různých zázemí (město, venkov) pro přesnější představu kinematických parametrů.

Hodnotili jsme děti, které se věnovaly pohybové aktivitě spolu s těmi, které se žádné vedené aktivity neúčastnily. Bylo by zajímavé porovnat ty, které se aktivně věnují běhu a průpravným cvičením (atletická příprava), s těmi, které se věnují jinému sportu a těmi, které se nevěnují žádné tělesné aktivitě.

Děti běžely na povel a věděly o tom, že jsou natáčeny. Pokud by natáčení probíhalo nevědomky, například při hře, získali bychom jiné výsledky? Při běhu na příkaz se mohou snažit běžet co nejrychleji, natahovat krok apod. Při natáčení mohou být nervózní nebo vzrušené a tato nálada může ovlivnit jejich pohybový projev. Toto záleží i na osobnosti dítěte.

Pro získání přesnějších výsledků by bylo možné natáčet probandy v minimu oblečení s markery na tělesných bodech a běželi by na rovné ploše proti referenčnímu pozadí. Případně zvolit přesnější metodu analýzy. V naší práci byl experiment proveden způsobem, který byl možný vzhledem k technickým a časovým možnostem a který je dostupný v klinické praxi. Zároveň jsme je nechtěli vytrhovat ze známého prostředí.

5 DISKUSE

Kineziologie posturálně lokomoční ontogeneze dítěte je podrobně popsána a její principy jsou využívány v terapeutických konceptech péče o děti i dospělé. Vývoj běhu jako lokomoce ontogeneticky následující po chůzi však není příliš zkoumán. Ke klinické diagnostice pacienta je využíváno fyziologických pohybových vzorů. Nalezení optimálního lokomočního vzoru běhu by přispělo k usnadnění diagnostiky a terapii pohybových vzorů běžců a podpořilo tak péči o rozrůstající se běžeckou populaci.

Zatímco biomechanika běhu dospělých byla poměrně obsírně studována (například ve snaze zjistit příčiny běžeckých zranění), biomechanika běhu u předškolních a prepubertálních zdravých dětí byla dosud málo zkoumána (Latorre-Román et al., 2018; Williams et al., 2019).

Cílem praktické části této diplomové práce bylo změření kinematických hodnot vybraných momentů běžeckého kroku u souboru dětí mladšího školního věku (6 - 8 let). Jednalo se o žáky prvních tříd základní školy. Hodnoty budou v další části diskuse porovnány s hodnotami dětí ve věku 4 - 6 let (typ došlapu), s dětmi ve věku 9 - 11 let, které se běhu věnovaly, a s hodnotami dospělých běžců a to jak výkonnostních, tak rekreačních. Limitací je metoda získání údajů, která se mezi naším experimentem a výzkumy ve studiích lišila. Zatímco ve studiích byla primárně využita 3D kinematická analýza, hodnoty našeho souboru byly získány pomocí 2D kinematické analýzy. Důvodem bylo jednodušší provedení získání hodnot pomocí natočení videozáznamu a jeho následného rozměření, jelikož natáčení probíhalo v prostorách škol během hodin tělesné výchovy. Zároveň je tato metoda dobře využitelná v terénu, vybavení je dobře přenositelné a nevyžaduje dlouhou instalaci. Děti běžely ve známém prostředí a nebyla narušena jejich spontánnost lokomoce, k čemuž by mohlo ve specializované laboratoři dojít.

Některé studie využívají k výzkumu běžecký pás. Jeho využitím je sice možné získat přesnější výsledky, jelikož se běžec se pohybuje přímo před kamerou a nedochází tak ke zkreslení obrazu - snímaný objekt se na běžeckém páse stále pohybuje optimálně vůči ohniskovému středu záběru záznamového zařízení. Nicméně kinematický obsah získaný při běhu na páse nelze plně vztáhnout na běh po zemi (Fellin et al., 2010).

Výsledky studující kinematiku běhu u různých skupin jsou limitovány různým počtem (často nízkým) probandů. Ve studii Williams et al. (2019) sledovali 15 dětí ve věku 9 – 11 let, (Preece et al., 2018) sledovali 14 výkonnostních a 14 rekreačních běžců,

ve studii Clermont et al. (2017) měřili 20 závodních, 15 rekreačních běžců. Studie s větším počtem probandů se týkaly typu došlapu (Hasegawa et al., 2007; Kasmer et al., 2013; Larson, 2014; Latorre-Román et al., 2018; Hanley et al., 2019). V naší práci jsme měřili kinematické parametry u 70 probandů, což představuje až čtyřnásobně větší skupinu vůči některým studiím.

Limitací možnosti srovnání jsou odlišné metody studií - jiné podmínky experimentů (běh po zemi a na běžeckém páse, běh venku a v laboratoři), měření různých parametrů a různá zadání rychlosti (spontánní běh, běh určenou rychlostí).

Kinematická analýza běhu

Při snaze o získání optimálních kinematických parametrů běhu jsou srovnávání běžci s RRI s běžci bez potíží nebo elitní běžci s rekreačními či začínajícími běžci.

Videoanalýza běhu je dobře využitelná jako nástroj pro porovnání stylu před a po terapeutické intervenci.

Když jsme provedli druhé hodnocení 20 snímků stejným hodnotitelem (v odstupu několika týdnů až měsíců v závislosti na pořízení původního záznamu), vyšla nám průměrná odchylka druhého měření od prvního $0,26^\circ$. Hodnoceny byly stejné snímky, které byly ze záznamu identifikovány dříve. Odchylka druhého měření od prvního se pohybovala v rozmezí od -6° do 5° , nejčastěji $(-1)^\circ$.

Damsted et al. (2015) hodnotili interindividuální a intraindividuální reliabilitu kvantitativního hodnocení úhlu v kolenním a kyčelním kloubu při došlapu pomocí software Kinovea 0.8.15, tedy stejného software, jenž byl využit pro zpracování našeho experimentu. Na rozdíl od našeho experimentu probandi běželi na běžícím páse. Dvěma hodnotiteli bylo hodnoceno 18 rekreačních dospělých běžců (zahrnujících obě pohlaví). V rámci intraindividuální reliability hodnocení během jednoho dne vyšla šířka 95% predikčního intervalu chyby $3^\circ - 6^\circ$ pro oba úhly. V rámci interindividuální reliability hodnocení v rámci jednoho dne potom $6^\circ - 8^\circ$ pro úhel v kolenním kloubu a $3^\circ - 7^\circ$ pro úhel v kyčelním kloubu. Šířka 95% predikčního intervalu chyby v hodnocení s odstupem času byla větší jak pro intraindividuální, tak interindividuální reliabilitu.

Pro naše měření v rámci všech úhlů (20 osob, hodnoceno 7 úhlů, jeden úhel hodnocen dvakrát stejným hodnotitelem) vyšla šířka 95% predikčního intervalu rovna osmi stupňům. Je možné, že určování velikostí různých úhlů má jinou přesnost vzhledem k tomu, že v určitém místě může docházet k většímu posunu markeru po podkladu (např. marker na trochanteru femuru ve srovnání s markerem na laterálním malleolu, případně na obuvi – v rámci hodnocení různých snímků). Autoři hodnotí tuto metodu pro

vyhodnocování úhlu v koleni a kyčli jako vhodnou. Ovšem je třeba brát v úvahu že v rámci jednoho dne se může hodnocení lišit o 3° – 8° a při hodnocení s odstupem času i o více. Není známo, zda intervaly chyby jsou klinicky relevantní. Zda tento rozdíl v úhlu skutečném a měřeném může být významný například vzhledem ke vzniku zranění (Damsted et al. 2015).

Rozsah intervalu chyby pro interindividuální hodnocení vyšel vyšší, jelikož je záznam hodnocen dvěma odlišnými lidmi s odlišnými vlastnostmi a zkušenostmi. Proto je vhodné, aby v případě hodnocení efektu terapeutické intervence hodnotil záznam před a po intervenci tentýž hodnotitel. Kvůli zaslepenosti nejlépe někdo jiný, než terapeut, který prováděl terapii.

Výsledky našeho experimentu

Předpokládali jsme, že se dívky a chlapci nebudou významně lišit v žádném úhlu. Získali jsme statisticky významný rozdíl pro úhel v koleni při IC ($p=0,02$). V průměrných hodnotách tohoto úhlu se skupiny lišily o $3,6^{\circ}$. Směrodatné odchylky vyšly $5,7^{\circ}$ pro dívky a $6,4^{\circ}$ pro chlapce. Ve většině studií vyšly hodnoty bez významného rozdílu mezi pohlavími. Ferber, McClay Davis a Williams (2003) nezjistili žádné významné rozdíly v kinematice a kinetice kyčelního a kolenního kloubu v sagitální rovině při srovnávání 40 rekreačních běžců a běžkyň ve stejné fázi. Srovnávali ovšem dospělé jedince s dokončeným růstem. Ve studii Preece et al. (2018) nenalezli žádný rozdíl v kinematice mezi pohlavími stejně jako Williams et al. (2018) porovnávali hodnoty obou pohlaví s cílovou skupinou společně.

U našeho souboru vyšlo, že chlapci oproti dívkám více došlapují na střed chodidla (21% vs. 11%). To by mohlo ovlivnit srovnání úhlu v koleni při došlapu, který vyšel statisticky významně odlišný mezi dívkami a chlapci ($p = 0,0175$), jelikož došlap na přední část chodidla se pojí s menší inklinací tibie a větším úhlem flexe v koleni při IC. Ovšem při srovnání úhlu v koleni při došlapu mezi FF+MF a RF byl průměrný úhel velmi podobný. Z hlediska typu došlapu jsme zaznamenali RFS v 78% případech. Očekávali jsme, že zastoupení FFS a MFS bude v našem souboru vyšší. Latorre-Román et al. (2018) u souboru 1356 3 - 6letých dětí zaznamenali výskyt RFS u 46%. Naše procento spíše odpovídá výskytu v populaci dospělých rekreačních běžců (74 – 95%). Ve studii Williams et al. (2018) dopadalo na patu 53% dětí. Studie byla provedena na 15 probandech (ve věku 9 - 11 let), kteří se běhu věnovali pravidelně.

Průměrný úhel inklinace tibie při došlapu byl $95,7^{\circ}$ ($4,0^{\circ}$). Od vertikály byla tedy tibie odchýlena o $5,7^{\circ}$. Ve studii Preece et al. (2018) výkonnostní běžci při došlapu měli

průměrnou hodnotu inklinaci tibie $3,1^\circ$ ($2,9^\circ$) a rekreační běžci $7,5^\circ$ ($2,8^\circ$). Naše hodnota spadá mezi tyto dvě skupiny. Zároveň jsme zjistili větší směrodatnou odchylku, ovšem naše skupina čítala větší počet probandů.

Do rozsahu jedné směrodatné odchylky velikostí úhlu pro inklinaci tibie u výkonnostních běžců v našem souboru spadá 33 dětí, tedy 47% dětí.

U výkonnostních běžců byl úhel flexe v koleni při IC průměrně 19° a u rekreačních běžců 14° . Průměrný úhel v koleni při IC byl v našem souboru $147,07^\circ$ ($6,3^\circ$). Vedlejší úhel, tedy $32,93^\circ$, je roven flexi kolene. Velký rozdíl mezi těmito úhly může být způsoben jiným provedením měření a vzniklou nepřesností při určování flexe kolene vedlejším úhlem. Ve studii byly kinematické parametry měřeny pomocí 3D kinematické analýzy. Je možné, že dospělí došlapovali s menším úhlem flexe v kyčli, což by umožnilo takový rozdíl ve flexi kolene při zachování podobného úhlu inklinace tibie. Bližší hodnotu flexe kolene při IC zaznamenali Davids et al. (1998), kteří u dětí 7 – 12 let naměřili 28° (12°).

Dle předpokladu se ukázala závislost úhlu inklinace tibie a úhlu flexe v koleni při IC ($r = 0,43$; $p < 0,001$). Závislost těchto úhlů udávají i Preece et al. (2018).

Williams et al. (2018) udávají pro děti ve věku 9-11 let ($n = 15$) maximální flexi kolene ve stojné fázi $39,14^\circ$ ($15,13^\circ$). V našem souboru byla tato flexe měřena úhlem vedlejším – 129° ($6,9^\circ$), tedy flexe kolene 51° . Získali jsme menší směrodatnou odchylku. Je však možné že se maximální flexe kolene ve stojné fázi vyskytne v jiném momentu než v momentu vertikály, ve kterém jsme úhel měřili. Průměrný úhel spadá k horní hranici jedné směrodatné odchylky uvedené ve studii. Z obecného kinematického přehledu se flexe v koleni při stojné fázi pohybuje okolo 45° (Novacheck, 1998), což přibližně odpovídá našemu měření. Též Chia et al. (2013) naměřili u zdravých kontrolních probandů (chlapců ve věku 8 - 10 let) průměrnou hodnotu flexe v koleni ve stojné fázi 45° .

Flexi kolene v momentu TO jsme naměřili opět úhlem vedlejším – $161,5^\circ$ ($5,9^\circ$), tedy flexe kolene je $18,5^\circ$. Z grafu ve studii vyplývá že flexe v koleni v tomto momentu je přibližně 15° . Což odpovídá našemu měření. V obecném přehledu biomechaniky je udávána hodnota kolem 25° (Novacheck, 1998). Davids et al. (1998) tento úhel u zdravých probandů naměřili shodně 18° (8°).

Zjistili jsme závislost úhlů v koleni během stojné fáze. Úhel v koleni při stojné fázi koreloval s úhlem kolene při IC ($r = 0,44$; $p < 0,001$) a s úhlem v koleni při TO

($r = 0,31$; $p < 0,01$). Do určité míry se tedy vyskytuje flekčnější a extendovanější postavení dolní končetiny v průběhu stojné fáze krokového cyklu.

Průměrný náklon trupu se pohybuje od 3° do 13° (Schache et al., 1999). Rozptyl námi naměřených hodnot byl 1° až 15° , což přibližně odpovídá.

V našem šetření jsme zjistili, že 8,6% dětí běží s postavením krční páteře v reklinaci a 12,7% vykazuje výraznější pokles pánve. Pro běžce s poklesem pánve a bez jsme nenašli žádné signifikantní rozdíly. Jelikož jsme nerozlišovali stupeň poklesu, je možné, že rozdíly byly smazány probandy, u kterých se výraznější pokles vyskytl, ale nebyl excesivní. Pro tento parametr by bylo třeba přesnější hodnocení. U probandů s reklinací páteře jsme našli významný rozdíl v úhlu zanožení ($p < 0,05$). Při reklinaci krční páteře je trup veden do extenze, což při nedostatečném zapojení nitrobršního tlaku může vést k anteverzi pánve s hyperlordózou bederní páteře, čímž je umožněn větší rozsah úhlu stehna od vertikály.

Návrhy dalšího zkoumání

Bylo by zajímavé porovnat procento výskytu poklesu pánve a reklinace krční páteře u dětí s procentem výskytu v dospělé populaci rekreačních a výkonnostních běžců. Pro pokles pánve by ovšem bylo nutné stanovit přesnější hodnocení. Dále srovnat průměrné hodnoty úhlů (a jejich směrodatné odchylky), které by však byly měřeny stejným způsobem jako v naší práci. Podstatným faktorem ekonomiky běhu je vertikální oscilace CoM. Nabízí se porovnat námi změřenou dětskou skupinu se skupinou dospělých běžců a zjistit, zda dochází u dětí k většímu rozsahu oscilace - potvrdit, zda děti v běhu více „skáčou“.

Dalším parametrem srovnání by mohla být vertikální oscilace CoM naší skupiny a skupiny dospělých běžců. Zda dochází u dětí k většímu rozsahu oscilace, tedy zda děti více „skáčou“. Vertikální oscilace CoM je podstatným faktorem běžecké ekonomiky.

Při vizuálním sledování spontánního běhu dětí ve venkovních prostorách školek se nám jeví, že děti došlapují spíše na přední část chodidla než na patu. Stejně jako zaznamenali ve své studii Latorre-Román et al. (2018). Proto by nás zajímaly výsledky šetření u této věkové kategorie (3 - 6 let). Malé „dětí dobíhají“ své těžiště a nenatahují krok.

Je zřejmé, že se u dětí stejně jako u dospělých vyskytují různé styly běžeckého vzoru. Ty pravděpodobně pohybově nadanější se blíží stylu výkonnostních běžců (viz Příloha č. 8). Otázkou je, zda a jak moc se v průběhu růstu od svého nynějšího vzoru vzdálí, nebo jestli zůstane jejich pohybový projev stejný. Bylo by proto zajímavé

pravidelnými měřeními zmapovat vývoj kinematického obsahu běhu u dětí od předškolního věku do ukončení růstu pro lepší náhled na vývoj běžecké lokomoce. To znamená přes období, kdy se mění proporce těla a pohybové návyky.

V našem experimentu jsme hodnotili parametry zejména v sagitální rovině ovšem lze říci, že děti vykazovaly větší výchyly pohybu do stran, než je zřejmé u dospělých. Parametry v transversální rovině by mohly být dalším předmětem hodnocení.

Aplikace poznatků

Vzhledem k výskytu rizikových znaků v běhu dětí, je třeba se věnovat jeho rozvíjení a dalších pohybových dovedností již od útlého věku. Děti navštěvují například atletické či další sportovní kluby, kde děti vyrůstají a věnují se sportovní aktivitě již od předškolního věku několik let a mohou pokračovat až do dospělosti. Pokud se činnost provádí ve zvýšeném objemu, je nutné zvýšit pozornost na její provádění. Trenéři, kteří s dítětem tráví poměrně dost času, mohou monitorovat situaci, včas zasáhnout a vhodným vedením, cvičením vést vývoj správným směrem a možná mohou předcházet i riziku vzniku zranění. Měli by při běhu sledovat rizikové znaky jako nadměrný pokles pánve, změnu rovnoběžnosti postavení os pánve a ramen, nadměrnou antevertzi pánve, došlap na příliš nataženou dolní končetinu daleko před těžiště a při jejich detekci následně podniknout kroky pro zlepšení techniky.

Dospělí na rozdíl od dětí běhají delší vzdálenosti a po delší dobu. Kroků se opakuje mnohem více. Často začínají v pozdějším věku, kdy došlo vlivem moderního života ke změně hybných stereotypů. Proto je vhodné zařadit běžecký trénink a osvojit si šetrnou techniku běhu. Děti spontánně dlouhé tratě neběhají, jelikož běh využívají hlavně v rámci her. Navíc je pro děti mechanická účinnost při chůzi a běhu v terénu výrazně nižší než pro dospělé. Mají vyšší hodnotu bazálního metabolismu a jejich pohybové vzory jsou méně koordinované (Máček, 2011).

Právě velký počet kroků při každém běhu při neoptimální technice běhu může vést ke vzniku zranění. Opakovaným neúměrným zatížením jsou přetěžovány tkáně pohybového aparátu a může docházet k jejich narušení a rozvoji poruchy. Často jsou běžecká zranění spojována s působením velkého impaktu při došlapu. Jako strategie řešení se jeví snížení vertikálního zatížení, tedy snížení vGRF při došlapu. Nižší působení vGRF je spojeno s došlapem blíže CoM, menším úhlem inklinace tibie při došlapu. Při došlapu je nárazová energie absorbována skrz flexi kloubů a zatížení chrupavek. Tento způsob běhu je identifikován u výkonnostních běžců a pojí se i s vyšší ekonomikou běhu.

Rekreační běžci by tedy mohli profitovat z tréninku, jež povede ke snížení inklinace tibie při došlapu a přiblíží dokrok k těžišti. Při intervenci je však třeba dát si pozor na jednoduché rady typu: „Běhejte přes špičku“ či „Prodlužte krok“, které mohou vést ke vzniku dalších obtíží. Na techniku jedince je třeba nahlížet komplexně v rámci všech parametrů a v kontextu jeho osobních charakteristik.

V dnešní době, kdy je noha po dlouhý čas uzavřená v obuvi a nemá dostatek podnětů, je vhodné chodidlo stimulovat chůzí a během po různých površích, trénovat jeho mobilitu, exterocepci a proriocepci.

Někteří lidé jsou pohybově nadaní a někteří méně. Nicméně u všech běžců lze techniku běhu rozvíjet. Zlepšením prostrální stability, centrace kloubů a probuzením nohy, stejně jako zlepšení vnímání pohybu a uvědomění si vlastního těla lze zlepšit pohyb nejen v rámci běžecké lokomoce.

ZÁVĚR

Běžecká technika má vliv na výkon běžce a může se podílet na vzniku zranění. Bližším prostudováním běžecké lokomoce a vlivu techniky běhu na vznik zranění je možné optimalizovat péči o běžce a jejich případnou rehabilitaci při již vzniklých zraněních a usnadnit návrat k běhu a působit preventivně na vznik dalších běžeckých zranění.

Běžecká zranění často vznikají přetížením. Pro snížení míry zatížení je vhodné vést běžce k dopadu blíže těžišti těla a dosahovat menšího úhlu inklinace tibie při došlapu. Důležitou složkou pohybu člověka je optimální posturální zajištění, které předpokládá optimální zapojení nitrobřišního tlaku a pohyb v kloubech při jejich centrovaném postavení.

Mezi dětmi jsme zaznamenali různé styly běhu, podobně jako mezi dospělými. Některé se blížily výkonnostním běžcům, některé vykazovaly prvky, které jsou považovány za rizikové pro vznik zranění. Zavedením vhodných prvkových cvičení pro rozvoj běžecké techniky do běžné praxe trenérů v dětských sportovních oddílech a zvýšením pozornosti na provedení pohybu by bylo možné předcházet pozdějším dysfunkcím pohybového aparátu a vést vývoj pohybových vzorů do optimálnějších forem.

REFERENČNÍ SEZNAM

ADELAAR, Robert S., 1986. The practical biomechanics of running. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. ISSN 15523365. Dostupné z: doi:10.1177/036354658601400613

ALTMAN, Allison R. a Irene S. DAVIS, 2012. Barefoot Running: Biomechanics and Implications for Running Injuries. *Current Sports Medicine Reports* [online]. **11**(5), 244–250 [vid. 2019-07-09]. ISSN 1537-890X. Dostupné z: doi:10.1249/JSR.0b013e31826c9bb9

ARELLANO, C. J. a R. KRAM, 2014. The metabolic cost of human running: is swinging the arms worth it? *Journal of Experimental Biology* [online]. **217**(14), 2456–2461 [vid. 2019-07-29]. ISSN 0022-0949. Dostupné z: doi:10.1242/jeb.100420

ASTUR, Diego Costa, Fernando ZANATTA, Gustavo Gonçalves ARLIANI, Eduardo Ramalho MORAES, Alberto de Castro POCHINI a Benno EJNIŠMAN, 2016. Stress fractures: definition, diagnosis and treatment. *Revista brasileira de ortopedia* [online]. B.m.: Elsevier, **51**(1), 3–10 [vid. 2019-07-01]. ISSN 2255-4971. Dostupné z: doi:10.1016/j.rboe.2015.12.008

BARNES, Kyle R a Andrew E KILDING, 2015. Running economy: measurement, norms, and determining factors. *Sports medicine - open* [online]. B.m.: Springer, **1**(1), 8 [vid. 2019-07-18]. ISSN 2199-1170. Dostupné z: doi:10.1186/s40798-015-0007-y

BÉM, J a K KERŠENBROCK, 1946. *Lehká atletika*. Praha: Mladá Fronta.

BENAZZO, Francesco, Giacomo ZANON a Nicola MAFFULLI, 2000. An Operative Approach to Achilles Tendinopathy. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* [online]. ISSN 10628592. Dostupné z: doi:10.1097/00132585-200008010-00009

BERTELSEN, M. L., A. HULME, J. PETERSEN, R. K. BRUND, H. SØRENSEN, C. F. FINCH, E. T. PARNER a R. O. NIELSEN, 2017. A framework for the etiology of running-related injuries. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. B.m.: John Wiley & Sons, Ltd (10.1111), **27**(11), 1170–1180 [vid. 2019-06-06]. ISSN 09057188. Dostupné z: doi:10.1111/sms.12883

BIZOVSKÁ, Lucia, Miroslav JANURA, Marcela MÍKOVÁ a Zdeněk SVOBODA, 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 9788024452609.

BOSCH, Kerstin, Joachim GERSS a Dieter ROSENBAUM, 2010. Development of healthy children's feet-Nine-year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns. *Gait*

and Posture [online]. **32**(4), 564–571. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2010.08.003

BURNETT, Carolyn N. a Ernest W. JOHNSON, 1971. Development of Gait in Childhood: Part II. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. **13**(2), 207–215. ISSN 14698749. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-8749.1971.tb03246.x

CEYSSSENS, Linde, Romy VANELDEREN, Christian BARTON, Peter MALLIARAS a Bart DINGENEN, 2019. *Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review* [online]. 2019. ISSN 11792035. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-019-01110-z

CHAN, Carl W. a Andrew RUDINS, 1994. Foot Biomechanics During Walking and Running. *Mayo Clinic Proceedings* [online]. B.m.: Elsevier, **69**(5), 448–461 [vid. 2019-07-13]. ISSN 0025-6196. Dostupné z: doi:10.1016/S0025-6196(12)61642-5

CHIA, L.C., M.K. LICARI, K.J. GUELFY a S.L. REID, 2013. A comparison of running kinematics and kinetics in children with and without developmental coordination disorder. *Gait & Posture* [online]. B.m.: Elsevier, **38**(2), 264–269 [vid. 2019-07-16]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi:10.1016/J.GAITPOST.2012.11.028

CHUMANOV, Elizabeth S, Bryan C HEIDERSCHEIT a Darryl G THELEN, 2007. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of biomechanics* [online]. B.m.: J Biomech, **40**(16), 3555–62 [vid. 2020-04-20]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2007.05.026

CLERMONT, Christian A., Sean T. OSIS, Angkoon PHINYOMARK a Reed FERBER, 2017. Kinematic Gait Patterns in Competitive and Recreational Runners. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. **33**(4), 268–276 [vid. 2019-07-09]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.2016-0218

COUSINS, Stephen D., Stewart C. MORRISON a Wendy I. DRECHSLER, 2013. Foot loading patterns in normal weight, overweight and obese children aged 7 to 11 years. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. **36**(6). ISSN 17571146. Dostupné z: doi:10.1186/1757-1146-6-36

CRAIG, DI, 2008. Medial tibial stress syndrome: evidence-based prevention. *Journal of Athletic Training*. **43**(3), 316–318. ISSN 1062-6050.

DAMSTED, Camma, Rasmus Oestergaard NIELSEN a Lars Henrik LARSEN, 2015. Reliability of video-based quantification of the knee- and hip angle at foot strike during running

International journal of sports physical therapy. **10**(2), 147–154. ISSN 2159-2896.

DAVIDS, Jon R, Anita M BAGLEY a Matthew BRYAN, 1998. Kinematic and kinetic analysis of running in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* [online]. B.m.: John Wiley & Sons, Ltd, **40**(8), 528–535 [vid. 2019-07-16]. ISSN 00121622. Dostupné z: doi:10.1111/j.1469-8749.1998.tb15411.x

DE ALMEIDA, Matheus Oliveira, Bruno Tirotti SARAGIOTTO, Tiê Parma YAMATO a Alexandre Dias LOPES, 2015. Is the rearfoot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? *Physical Therapy in Sport* [online]. **16**(1), 29–33 [vid. 2019-07-12]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2014.02.005

DICHARRY, Jay, 2011. Loading rate: Part 2: Forefoot, midfoot, rearfoot... Who cares? [online]. [cit. 2020-04-06]. Dostupné z: <https://anathletesbody.com/2011/02/08/loading-rate-part-2-forefoot-midfoot-rearfoot%E2%80%A6who-cares/>

DICHARRY, Jay, 2010. Kinematics and Kinetics of Gait: From Lab to Clinic. *Clinics in Sports Medicine* [online]. **29**(3), 347–364 [vid. 2019-07-29]. ISSN 02785919. Dostupné z: doi:10.1016/j.csm.2010.03.013

DICKINSON, Jon A., Stephen D. COOK a Ted M. LEINHARDT, 1985. The measurement of shock waves following heel strike while running. *Journal of Biomechanics* [online]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(85)90276-3

DIEBAL, Angela R., Robert GREGORY, Curtis ALITZ a J. Parry GERBER, 2012. Forefoot running improves pain and disability associated with chronic exertional compartment syndrome. *American Journal of Sports Medicine* [online]. ISSN 03635465. Dostupné z: doi:10.1177/0363546512439182

DIERKS, TA, KT MANAL, J HAMILL a I DAVIS, 2011. Lower Extremity Kinematics in Runners With Patellofemoral Pain During a Prolonged Run. *Medicine and science in sports and exercise* [online]. B.m.: Med Sci Sports Exerc, **43**(4), 693–700 [vid. 2020-05-01]. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0B013E3181F744F5

DINGENEN, Bart, Christian BARTON, Tessa JANSSEN, Anke BENOIT a Peter MALLIARAS, 2018. Test-retest reliability of two-dimensional video analysis during running The relationship between hip muscle function and leg kinematics View project Test-retest reliability of two-dimensional video analysis during running. *Article in Physical therapy in sport: official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*

[online]. **33** [vid. 2019-07-01]. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2018.06.009

DUGAN, Sheila A. a Krishna P. BHAT, 2005. Biomechanics and Analysis of Running Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. **16**(3), 603–621 [vid. 2019-07-04]. ISSN 10479651. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmr.2005.02.007

DUNGL, Pavel, 2014. *Ortopedie*. 2. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4357-8.

ESCULIER, Jean Francois, Laurent J. BOUYER a Jean Sébastien ROY, 2016. The effects of a multimodal rehabilitation program on symptoms and ground-reaction forces in runners with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **17**(5). ISSN 15433072. Dostupné z: doi:10.1123/jsr.2014-0245

FALLON, K. E., 1996. Musculoskeletal injuries in the ultramarathon: The 1990 westfield Sydney to Melbourne run. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **30**(4), 319–323. ISSN 03063674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.30.4.319

FELLIN, Rebecca E., Kurt MANAL a Irene S. DAVIS, 2010. Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. **26**(4), 407–414. ISSN 15432688. Dostupné z: doi:10.1123/jab.26.4.407

FERBER, Reed, Irene MCCLAY DAVIS a Dorsey S. WILLIAMS, 2003. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clinical Biomechanics* [online]. **18**(4), 350–357 [vid. 2020-04-27]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/S0268-0033(03)00025-1

FERRIS, Daniel P., Helen J. HUANG a Pei Chun KAO, 2006. Moving the arms to activate the legs. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. **34**(3), 113–120. ISSN 00916331. Dostupné z: doi:10.1249/00003677-200607000-00005

FOLLAND, Jonathan P, Sam J ALLEN, Matthew I BLACK, Joseph C HANDSAKER a Stephanie E FORRESTER, 2017. Running Technique is an Important Component of Running Economy and Performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. B.m.: Wolters Kluwer Health, **49**(7), 1412–1423 [vid. 2019-11-27]. ISSN 1530-0315. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000001245

FREDERICSON, M, CL COOKINGHAM, Chaudhari AM, BC DOWDELL, N OESTREICHER a SA SAHRMANN, 2000. Hip Abductor Weakness in Distance Runners With Iliotibial Band Syndrome. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* [online]. B.m.: Clin J Sport Med, **10**(3) [vid. 2020-04-27]. Dostupné z: doi:10.1097/00042752-200007000-00004

- GABBETT, Tim J., 2016. The training-injury prevention paradox: Should athletes be training smarter and harder? *British Journal of Sports Medicine* [online]. **50**(5), 273–280. ISSN 14730480. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2015-095788
- GALLAHUE, D. L. a J. C. OZMUN, 1997. *Understanding motor development : infants, children, adolescents, adults*. 4th ed. Ney York (N.Y.): MacGraw-Hill. ISBN 0697294870.
- GENIN, J., R. MANN a D. THEISEN, 2011. Determining the running-related injury risk factors in long distance runners. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **45**(4), 349 [vid. 2020-05-02]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.2011.084038.111
- GÓMEZ-MOLINA, Josué, Ana OGUETA-ALDAY, Christopher STICKLEY, Jesús CÁMARA, Jon CABREJAS-UGARTONDO a Juan GARCÍA-LÓPEZ, 2017. Differences in spatiotemporal parameters between trained runners and untrained participants. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **31**(8). ISSN 15334295. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0000000000001679
- HAMNER, Samuel R., Ajay SETH a Scott L. DELP, 2010. Muscle contributions to propulsion and support during running. *Journal of Biomechanics* [online]. **43**(14), 2709–2716. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2010.06.025
- HANLEY, B., Athanassios BISSAS, Stéphane MERLINO a Allison H. GRUBER, 2019. Most marathon runners at the 2017 IAAF World Championships were rearfoot strikers, and most did not change footstrike pattern. *Journal of Biomechanics* [online]. B.m.: Elsevier Ltd, **92**, 54–60. ISSN 18732380. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2019.05.024
- HASEGAWA, Hiroshi, Takeshi YAMAUCHI a William J. KRAEMER, 2007. Foot Strike Patterns of Runners at the 15-km Point During an Elite-Level Half Marathon. *The Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **21**(3), 888 [vid. 2019-07-09]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/R-22096.1
- HAYWOOD, Kathleen. M. a Nancy GETCHELL, 2014. *Life span motor development*. B.m.: Human Kinetics. ISBN 9781450496193.
- HINRICHS, Richard N., 1987. Upper Extremity Function in Running. II: Angular Momentum Considerations. *International Journal of Sport Biomechanics* [online]. **3**(3), 242–263 [vid. 2020-04-21]. ISSN 0740-2082. Dostupné z: doi:10.1123/ijsb.3.3.242
- HOLLANDER, Karsten, Johanna Elsabe DE VILLIERS, Susanne SEHNER, Karl WEGSCHEIDER, Klaus-Michael BRAUMANN, Ranel VENTER a Astrid ZECH, 2017.

Growing-up (habitually) barefoot influences the development of foot and arch morphology in children and adolescents. *Scientific reports* [online]. B.m.: Nature Publishing Group, 7(1), 8079 [vid. 2019-07-08]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi:10.1038/s41598-017-07868-4

JEŘÁBEK, Petr, 2008. *Atletická příprava: Děti a dorost*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 978-802-4707-976.

KÁRNÍKOVÁ, R, 1985. Vývoj motoriky dětí od 4 do 10 let. *Lékař a tělesná výchova*. 13(2), 60–63.

KASMER, Mark E, Xue-Cheng LIU, Kyle G ROBERTS a Jason M VALADAO, 2013. Foot-strike pattern and performance in a marathon. *International journal of sports physiology and performance* [online]. B.m.: NIH Public Access, 8(3), 286–92 [vid. 2018-07-28]. ISSN 1555-0265. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23006790>

KIBLER, W. Ben, Joel PRESS a Aaron SCIASCIA, 2006. The role of core stability in athletic function. *Sports medicine (Auckland, N.Z.)* [online]. ISSN 01121642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200636030-00001

KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-807-2626-571.

KRABAK, Brian J., Brandee WAITE a Melissa A. SCHIFF, 2011. Study of injury and illness rates in multiday ultramarathon runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 43(12), 2314–2320. ISSN 01959131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e318221bfe3

KUČERA, Miroslav a Pavel KOLÁŘ, 1996. Význam stanovení zvládnutí letové fáze kroku pro výběr pohybové stimulace dítěte. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. (4), 145–147.

LARSON, Peter, 2014. Comparison of foot strike patterns of barefoot and minimally shod runners in a recreational road race. *Journal of Sport and Health Science* [online]. B.m.: Elsevier, 3(2), 137–142 [vid. 2019-07-09]. ISSN 2095-2546. Dostupné z: doi:10.1016/J.JSHS.2014.03.003

LATORRE-ROMÁN, Pedro Á., Juan A. PÁRRAGA-MONTILLA, Ignacio GUARDIA-MONTEAGUDO a Felipe GARCÍA-PINILLOS, 2018. Foot strike pattern in preschool children during running: sex and shod–unshod differences. *European Journal of Sport Science* [online]. 18(3), 407–414 [vid. 2019-07-07]. ISSN 1746-1391. Dostupné z: doi:10.1080/17461391.2017.1422545

LEETUN, Darin T., Mary Lloyd IRELAND, John D. WILLSON, Bryon T. BALLANTYNE a

- Irene Mc Clay DAVIS, 2004. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. **36**(6), 926–934. ISSN 01959131. Dostupné z: doi:10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3
- LESNÝ, Ivan, 1980. *Dětská neurologie*. Praha: Avicenum. ISBN 0802480.
- LIEBERMAN, D. E., A. G. WARRENER, J. WANG a E. R. CASTILLO, 2015. Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. *Journal of Experimental Biology* [online]. **218**(21). ISSN 0022-0949. Dostupné z: doi:10.1242/jeb.125500
- LIEBERMAN, Daniel E., Madhusudhan VENKADESAN, William A. WERBEL, Adam I. DAOUD, Susan D'ANDREA, Irene S. DAVIS, Robert Ojiambo MANG'ENI a Yannis PITSILADIS, 2010. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* [online]. B.m.: Nature Publishing Group, **463**(7280), 531–535 [vid. 2019-07-11]. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/nature08723
- LOPES, Alexandre Dias, Luiz CARLOS, Hespanhol JUNIOR, Simon S YEUNG a Leonardo OLIVEIRA PENA COSTA, 2012. What are the Main Running-Related Musculoskeletal Injuries? A Systematic Review. *Sports Medicine* [online]. **42**(10), 891–905 [vid. 2018-11-28]. Dostupné z: <https://core.ac.uk/download/pdf/81280890.pdf>
- MÁČEK, Miloš, 2011. Pohybová aktivita a sport v dětském věku. In: *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. 1. vyd. Praha: Galén, s. 127–140. ISBN 978-80-7262-695-3.
- MANN, Roger A., Donald E. BAXTER a Lowell D. LUTTER, 1981. Running Symposium. *Foot & Ankle International* [online]. **1**(4), 190–224. ISSN 19447876. Dostupné z: doi:10.1177/107110078100100402
- MCKEAN, Kelly A., Neil A. MANSON a William D. STANISH, 2006. Musculoskeletal injury in the masters runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. **16**(2), 149–154. ISSN 1050642X. Dostupné z: doi:10.1097/00042752-200603000-00011
- MESQUITA, Paula R., Silvia G.R. NERI, Ricardo M. LIMA, Eliane F. MANFIO a Ana C. DE DAVID, 2019. Running and walking foot loading in children aged 4–10 years. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. **35**(4), 241–246. ISSN 15432688. Dostupné z: doi:10.1123/jab.2018-0379
- MILNER, CE, R FERBER, CD POLLARD, J HAMILL a IS DAVIS, 2006. Biomechanical Factors Associated With Tibial Stress Fracture in Female Runners. *Medicine and science in*

sports and exercise [online]. B.m.: Med Sci Sports Exerc, **38**(2), 323–328 [vid. 2020-05-01].

Dostupné z: doi:10.1249/01.MSS.0000183477.75808.92

MIYAMOTO, Aya, Tomonari TAKESHITA a Toshio YANAGIYA, 2018. Differences in sprinting performance and kinematics between preadolescent boys who are fore/mid and rear foot strikers. *PloS one* [online]. B.m.: Public Library of Science, **13**(10), e0205906 [vid. 2019-07-07]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0205906

MOORE, Isabel S, 2016. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine* [online]. **46**(6), 793–807 [vid. 2018-12-02]. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-016-0474-4

MUBARAK, S. J., R. N. GOULD, Y. F. LEE, D. A. SCHMIDT a A. R. HARGENS, 1982. The medial tibial stress syndrome. A cause of shin splints. *American Journal of Sports Medicine* [online]. **10**(4), 201–205. ISSN 03635465. Dostupné z: doi:10.1177/036354658201000402

NAPIER, Christopher, Christopher K. COCHRANE, Jack E. TAUNTON a Michael A. HUNT, 2015. Gait modifications to change lower extremity gait biomechanics in runners: A systematic review. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **49**(21), 1382–1388. ISSN 14730480. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2014-094393

NICOLA, Terry L. a David J. JEWISON, 2012. The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine* [online]. **31**(2), 187–201. ISSN 02785919. Dostupné z: doi:10.1016/j.csm.2011.10.001

NOVACHECK, Tom F, 1998. The biomechanics of running. *Gait & Posture* [online]. **7**(1), 77–95. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(97)00038-6

ORCHARD, JW, PA FRICKER, AT ABUD a BR MASON, 1996. Biomechanics of Iliotibial Band Friction Syndrome in Runners. *The American journal of sports medicine* [online]. B.m.: Am J Sports Med, **24**(3) [vid. 2020-04-27]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/036354659602400321

OTSUKA, Mitsuo, Taisuke ITO, Toyoyuki HONJO a Tadao ISAKA, 2016. Scapula behavior associates with fast sprinting in first accelerated running. *SpringerPlus* [online]. **5**(1), 682 [vid. 2019-08-02]. ISSN 2193-1801. Dostupné z: doi:10.1186/s40064-016-2291-5

OUNPUU, S., 1994. The biomechanics of walking and running. *Clinics in Sports Medicine*. **13**(4), 843–863. ISSN 02785919.

- PADULO, Johnny, Giuseppe ANNINO, Gian M. MIGLIACCIO, Stefano D'OTTAVIO a József TIHANYI, 2012. Kinematics of Running at Different Slopes and Speeds. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **26**(5), 1331–1339 [vid. 2019-11-27]. ISSN 1064-8011. Dostupné z: doi:10.1519/JSC.0b013e318231aafa
- PARK, Jaeheung, 2008. Synthesis of natural arm swing motion in human bipedal walking. *Journal of Biomechanics* [online]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2008.02.031
- PIPKIN, Andrew, Kristy KOTECKI, Scott HETZEL a Bryan HEIDERSCHEIT, 2016. Reliability of a Qualitative Video Analysis for Running. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **46**(7), 556–561 [vid. 2018-12-02]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2016.6280
- POHL, Michael B., Joseph HAMILL a Irene S. DAVIS, 2009. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. **19**(5), 372–376. ISSN 1050642X. Dostupné z: doi:10.1097/JSM.0b013e3181b8c270
- PONTZER, Herman, John H. HOLLOWAY, David A. RAICHLEN a Daniel E. LIEBERMAN, 2009. Control and function of arm swing in human walking and running. *Journal of Experimental Biology* [online]. ISSN 00220949. Dostupné z: doi:10.1242/jeb.024927
- PRADER, A, R H LARGO, L MOLINARI a C ISSLER, 1989. Physical growth of Swiss children from birth to 20 years of age. First Zurich longitudinal study of growth and development. *Helvetica paediatrica acta. Supplementum* [online]. **52**, 1–125 [vid. 2019-07-31]. ISSN 0073-1811. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2737921>
- PREECE, Stephen J., Christopher BRAMAH a Duncan MASON, 2019. The biomechanical characteristics of high-performance endurance running. *European Journal of Sport Science* [online]. B.m.: Routledge, **19**(6), 784–792 [vid. 2019-07-04]. ISSN 1746-1391. Dostupné z: doi:10.1080/17461391.2018.1554707
- RILEY, Patrick O., Jay DICHARRY, Jason FRANZ, Ugo Della CROCE, Robert P. WILDER a D. Casey KERRIGAN, 2008. A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. **40**(6), 1093–1100. ISSN 01959131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e3181677530
- ROBBINS, Steven E. a Adel M. HANNA, 1987. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. ISSN 15300315.

Dostupné z: doi:10.1249/00005768-198704000-00014

RODGERS, Mary M., 1995. Dynamic Foot Biomechanics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **21**(6), 306–316 [vid. 2020-03-16]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.1995.21.6.306

ROZUMALSKI, Adam, Tom F. NOVACHEK, Chad J. GRIFFITH, Katie WALT a Michael H. SCHWARTZ, 2015. Treadmill vs. overground running gait during childhood: A qualitative and quantitative analysis. *Gait & Posture* [online]. **41**(2), 613–618 [vid. 2018-07-24]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.01.006

RYAN, Michael B., Christopher L. MACLEAN a Jack E. TAUNTON, 2006. A review of anthropometric, biomechanical, neuromuscular and training related factors associated with injury in runners. *International SportMed Journal*. **7**(2), 120–137. ISSN 15283356.

ŠAFÁŘOVÁ, Marcela a Pavel KOLÁŘ, 2011. Posturální stabilizace a sportovní zátěž. In: *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Gálén, s. 177–188.

SAIBENE, Franco a Alberto E MINETTI, 2003. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *European journal of applied physiology* [online]. **88**(4–5), 297–316 [vid. 2015-11-18]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi:10.1007/s00421-002-0654-9

SCHACHE, Anthony G., Kim L. BENNELL, Peter D. BLANCH a Tim V. WRIGLEY, 1999. The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: A literature review. *Gait and Posture* [online]. **10**, 30–47. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(99)00025-9

SEETHAPATHI, Nidhi a Manoj SRINIVASAN, 2019. Step-to-step variations in human running reveal how humans run without falling. *eLife* [online]. **8** [vid. 2020-04-21]. ISSN 2050-084X. Dostupné z: doi:10.7554/eLife.38371

SLAWINSKI, Jean S. a Veronique L. BILLAT, 2004. Difference in Mechanical and Energy Cost between Highly, Well, and Nontrained Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **36**(8), 1440–1446 [vid. 2020-05-08]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/01.MSS.0000135785.68760.96

SOUZA, Richard B, 2016. An Evidence-Based Videotaped Running Biomechanics Analysis. *Physical medicine and rehabilitation clinics of North America* [online]. B.m.: NIH Public Access, **27**(1), 217–36 [vid. 2018-07-27]. ISSN 1558-1381. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmr.2015.08.006

STOŽICKÝ, František, 2015. Růst a vývoj dítěte. In: *Základy dětského lékařství*. Praha: Karolium, s. 31–46. ISBN 978-80-246-2997-1.

TARTARUGA, Marcus Peikriszwili, Marcus Peikriszwili TARTARUGA, Jeanick BRISSWALTER, Leonardo Alexandre PEYRÉ-TARTARUGA, Cristine Lima ALBERTON, Eduardo Lusa CADORE, Carlos Leandro TIGGEMANN, Eduardo Marczwski SILVA, Luiz Fernando Martins KRUEL, Aluísio Otávio Vargas ÁVILA a Marcelo COERTJENS, 2012. The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. ISSN 21683824. Dostupné z: doi:10.1080/02701367.2012.10599870

TATE, JJ a CE MILNER, 2017. Sound-Intensity Feedback During Running Reduces Loading Rates and Impact Peak. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* [online]. B.m.: J Orthop Sports Phys Ther, **47**(8), 565–569 [vid. 2020-05-02]. Dostupné z: doi:10.2519/JOSPT.2017.7275

TAUNTON, J. E., M. B. RYAN, D. B. CLEMENT, D. C. MCKENZIE, D. R. LLOYD-SMITH a B. D. ZUMBO, 2003. A prospective study of running injuries: The Vancouver Sun Run „In Training” clinics. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **37**(3), 239–244. ISSN 03063674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.37.3.239

TENG, Hsiang-Ling a Christopher M. POWERS, 2015. Influence of Trunk Posture on Lower Extremity Energetics during Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **47**(3), 625–630 [vid. 2019-07-24]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0000000000000436

TVRZNIK, A a D GERYCH, 2014. *Velká kniha běhání*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-802-4748-726.

VAN DER WORP, Maarten P., Dominique S. M. TEN HAAF, Robert VAN CINGEL, Anton DE WIJER, Maria W. G. NIJHUIS-VAN DER SANDEN a J. Bart STAAL, 2015. Injuries in Runners; A Systematic Review on Risk Factors and Sex Differences. *PLOS ONE* [online]. **10**(2), e0114937 [vid. 2019-07-12]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0114937

VAN DER WORP, Maarten P., Nick VAN DER HORST, Anton DE WIJER, Frank J.G. BACKX a Maria W.G. NIJHUIS-VAN DER SANDEN, 2012. Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Sports Medicine* [online]. **42**(11), 969–992. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/11635400-000000000-00000

- VAN MECHELEN, Willem, 1992. Running Injuries. *Sports Medicine* [online]. **14**(5), 320–335 [vid. 2019-07-03]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-199214050-00004
- VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ, 2003. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. **3**, 94–102. ISSN 12112658.
- VAŘEKA, I, 2002. Posturální stabilita. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. **9**(4), 115–121 [vid. 2020-04-20]. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/280087667>
- VAŘEKA, I a R. VAŘEKOVÁ, 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.
- VIDEBAEK, Solvej, Andreas Moeballe BUENO, • RASMUS, Oestergaard NIELSEN a Sten RASMUSSEN, 2015. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine* [online]. **45** [vid. 2018-12-02]. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-015-0333-8
- WEYAND, Peter G., Deborah B. STERNLIGHT, Matthew J. BELLIZZI a Seth WRIGHT, 2000. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology* [online]. B.m.: American Physiological Society Bethesda, MD , **89**(5), 1991–1999 [vid. 2020-01-15]. ISSN 8750-7587. Dostupné z: doi:10.1152/jappl.2000.89.5.1991
- WHITALL, Jill a Nancy GETCHELL, 1995. From Walking to Running: Applying a Dynamical Systems Approach to the Development of Locomotor Skills. *Child Development* [online]. B.m.: John Wiley & Sons, Ltd (10.1111), **66**(5), 1541–1553 [vid. 2019-07-13]. ISSN 0009-3920. Dostupné z: doi:10.1111/j.1467-8624.1995.tb00951.x
- WILLE, Christa M, Rachel L LENHART, Sijian WANG, Darryl G THELEN a Bryan C HEIDERSCHEIT, 2014. Ability of sagittal kinematic variables to estimate ground reaction forces and joint kinetics in running. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy* [online]. B.m.: NIH Public Access, **44**(10), 825–30 [vid. 2018-11-06]. ISSN 1938-1344. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2014.5367
- WILLIAMS, Keith R., 1985. Biomechanics of running. *Exercise and Sport Sciences Reviews* [online]. **13**(1), 389–442. ISSN 15383008. Dostupné z: doi:10.17832/isc.2013.23.1.4
- WILLIAMS, Sian, Kevin NETTO, Renee KENNEDY, Jarrad TURNER-BRYNDZEJ, Ryan CAMPBELL a Simon M. ROSALIE, 2019. Biomechanical correlates of running performance in active children. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. **22**(1), 65–69 [vid. 2019-07-

31]. ISSN 14402440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jsams.2018.05.025

YAM, Chewyeon, Mark S NIXON a John N CARTER, 2002. *Gait Recognition by Walking and Running: A Model-Based Approach* [online]. [vid. 2019-07-13]. Dostupné z: https://eprints.soton.ac.uk/256131/1/yam_accv2002.pdf

YAMATO, Tiê Parma, Bruno Tirotti SARAGIOTTO a Alexandre Dias LOPES, 2015. A Consensus Definition of Running-Related Injury in Recreational Runners: A Modified Delphi Approach. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **45**(5), 375–380 [vid. 2019-07-14]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2015.5741

ZATTARA, M. a S. BOUISSET, 1988. Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1 Normal subjects. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* [online]. **51**(7), 956–965. ISSN 00223050. Dostupné z: doi:10.1136/jnnp.51.7.956

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Běžecký krokový cyklus	12
Obr. 2 Fáze a momenty běžeckého krokového cyklu	12
Obr. 3 Změny poměru stojné a švihové fáze v krokovém cyklu v závislosti na rychlosti pohybu.....	12
Obr. 4 Schéma pantového mechanismu nohy	13
Obr. 5 Vliv vzájemného postavení talu a kalkaneu v subtalárním kloubu na postavení os kloubních ploch Chopartova kloubu	15
Obr. 6 Kladkový mechanismus plantární aponeurózy	15
Obr. 7 Svalová aktivita dolní končetiny v průběhu běžeckého krokového cyklu	16
Obr. 8 Postavení hrudníku a pánve.	18
Obr. 9 Stabilizace páteře při aktivaci končetinového svalstva.....	19
Obr. 10 Znázornění postavení těla při běhu	19
Obr. 11 Postura běžce ve stojné fázi.....	20
Obr. 12 Tři typy došlapu	20
Obr. 13 Vertikální reakční síla (vGRF) při různých typech došlapu	21
Obr. 14 Trajektorie působíště vektoru reakční síly při stojné fázi.....	21
Obr. 15 Overstriding.	30
Obr. 16 Nadměrná pronace nohy	30
Obr. 17 Snižování kapacity tkání a její překročení	32
Obr. 18 Ontogenetický vývoj kolodiafyzárního úhlu	37
Obr. 19 Typ došlapu.....	45
Obr. 20 Došlap a měřené úhly	45
Obr. 21 Moment vertikály a měřené úhly	46
Obr. 22 Moment TO a měřené úhly	47
Obr. 23 Neutrální postavení krční páteře	47
Obr. 24 Reklinační postavení krční páteře	47
Obr. 25 Pozice pánve	48
Obr. 26 Pozice pánve	48
Obr. 27 Korespondence úhlu s referenčními přímkami	48

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Zastoupení typu došlapu u běžců ve vybraných studiích	22
Tabulka 2 Srovnání kinematických parametrů rekreačního běžce a výkonnostního vytrvalostního běžce	26
Tabulka 3 Běžné abnormality biomechaniky a související zranění	29
Tabulka 4 Předpokládaný vývoj pohybu horních a dolních končetin v běžecké lokomoci	36
Tabulka 5 Charakteristika probandů	43
Tabulka 6 Průměrné odchylky měření u měřených úhlů	50
Tabulka 7 Průměrné hodnoty měřených úhlů pro celý soubor a pro dívky a chlapce	51

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Bland - Altmanův graf pro chybu měření.....	50
Graf 2 Rozložení typ došlapu v celém souboru, u dívek a u chlapců.....	51
Graf 3 Histogram pro úhel inklinace tibie při IC.....	52
Graf 4 Histogram pro úhel v kolenu při IC.....	53
Graf 5 Histogram pro úhel v kolenu při MS.....	53
Graf 6 Histogram pro úhel koleno-trochanter-CTh při MS.....	54
Graf 7 Histogram pro náklon.....	54
Graf 9 Histogram pro úhel zanožení.....	55
Graf 8 Histogram pro úhel v kolenu při TO.....	55

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Popisná statistika měřených úhlů v rámci celého souboru (tabulka)	83
Příloha č. 2: Porovnání skupin dle typu došlapu (tabulka + graf)	83
Příloha č. 3: Porovnání skupin dle poklesu pánve a reklinace Cp (tabulka).....	84
Příloha č. 4: Korelace úhlů v koleni (tabulka + grafy)	84
Příloha č. 5: Korelační diagramy (grafy)	85
Příloha č. 6: Kinematika běžecké lokomoce dětí ze studie Williams et al. (2019).....	86
Příloha č. 7: Technické vybavení (fotografie)	87
Příloha č. 8: Podobnost postury dětí a vrcholových sportovců.....	88
Příloha č. 9: Informovaný souhlas (dokument).....	90

PŘÍLOHY

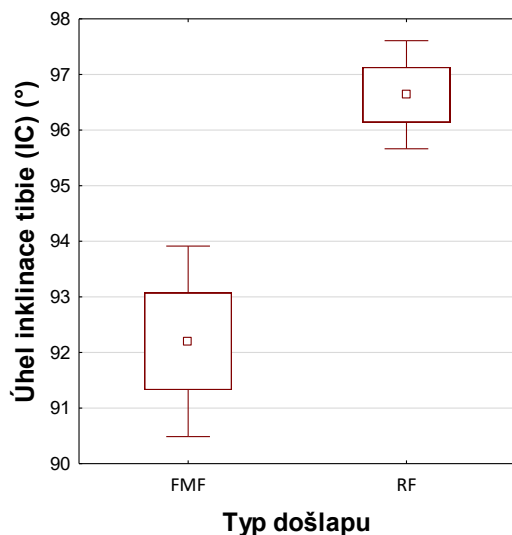
Příloha č. 1: Popisná statistika měřených úhlů v rámci celého souboru

Úhel	Průměr (°)	SD (°)	Modus (°)	Medián (°)	Minimum (°)	Maximum (°)	Rozptyl 50% středních hodnot (°)
Inklinace tibie IC	95,69	4,03	98	96	86	104	93 – 98
Úhel v kolenní IC	147,07	6,34	149	147,5	133	160	142 - 150
Úhel v kolenní MS	129,00	6,94	135	128,5	117	153 (143)*	124 – 135
Koleno-trochanter-CTh MS	145,04	6,56	152	144	131	160	141 – 150
Náklon	6,74	3,01	5	6,5	1	15	4 – 9
Úhel v kolenní TO	161,54	5,89	161	162	143	172	157 – 166
Úhel zanožení TO	31,66	4,91	29	31,5	21	40	29 - 36

* odlehlá hodnota, v závorce je uvedena druhá nejvyšší hodnota

Příloha č. 2: Porovnání skupin dle typu došlapu

Úhel	FFS + MFS (n=15)	RFS (n=55)	p ($\alpha=0,05$)
Inklinace tibie IC	92,20 (3,39)	96,64 (3,68)	< 0.0001
Úhel v kolenní IC	146,40 (8,35)	147,25 (5,76)	0,65
Úhel v kolenní MS	132,00 (9,66)	128,18 (5,85)	0,06
Koleno-trochanter-CTh MS	145,13 (6,98)	145,02 (6,51)	0,95
Náklon	6,07 (2,31)	6,93 (3,17)	0,33
Úhel v kolenní TO	163,13 (4,66)	161,11 (6,15)	0,24
Úhel zanožení TO	33,00 (3,65)	31,29 (5,17)	0,24



Krabicový graf. Porovnání úhlů inklinace tibie u skupiny FFS+MFS a RFS

FMF = FFS + MFS

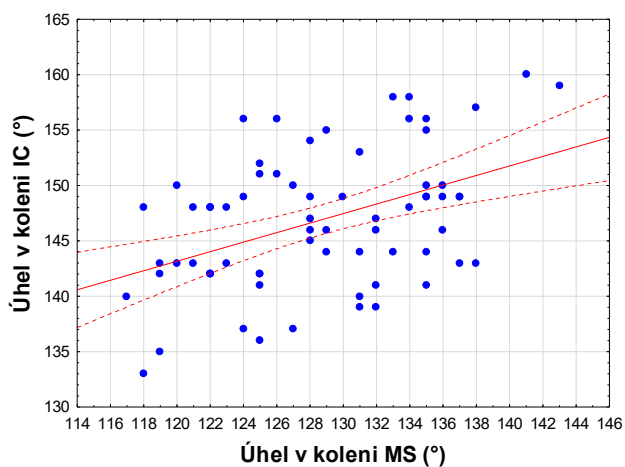
□ Průměr
 □ Průměr±SmCh
 ┆ Průměr±1,96*SmCh

Příloha č. 3: Porovnání skupin dle poklesu pánve a reklinace Cp

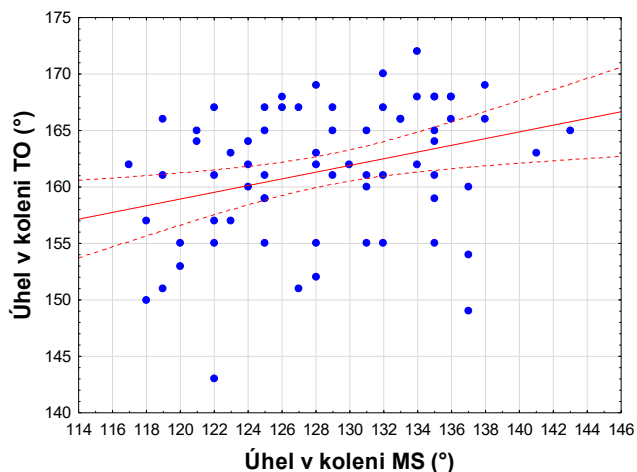
Úhel	Pokles pánve NE (n = 48)	Pokles pánve ANO (n = 7)	p ($\alpha=0,05$)	Reklinace Cp NE (n=68)	Reklinace Cp ANO (n=6)	p ($\alpha=0,05$)
Inklinace tibie IC	95,25 (3,94)	95,14 (3,89)	0,95	95,88 (4,08)	93,67 (3,08)	0,20
Úhel v kolenní IC	146,65 (6,72)	146,14 (4,88)	0,85	147,33 (6,36)	144,33 (6,02)	0,27
Úhel v kolenní MS	127,83 (6,45)	129,71 (7,06)	0,48	128,44 (6,47)	130,83 (4,83)	0,38
Koleno-trochanter-CTh MS	144,69 (6,45)	141,86 (8,61)	0,30	144,77 (6,67)	148,00 (4,65)	0,25
Náklon	6,69 (2,74)	7,29 (3,40)	0,60	6,86 (3,08)	5,50 (1,87)	0,29
Úhel v kolenní TO	161,23 (5,63)	158,43 (7,57)	0,24	161,22 (5,85)	165,00 (5,59)	0,13
Úhel zanožení TO	31,54 (4,42)	29,00 (5,13)	0,17	31,25 (4,88)	36,00 (2,83)	0,022

Příloha č. 4: Korelace úhlů v kolenní při IC a TO s úhlem v kolenní při MS

Úhel	Průměr (SD) (°)	r	r ²	p ($\alpha = 0,05$)
Úhel v kolenní MS	128,65 (6,35)			
Úhel v kolenní IC	146,85 (6,19)	0,44	0,19	< 0,001
Úhel v kolenní TO	161,51 (5,92)	0,31	0,10	< 0,01

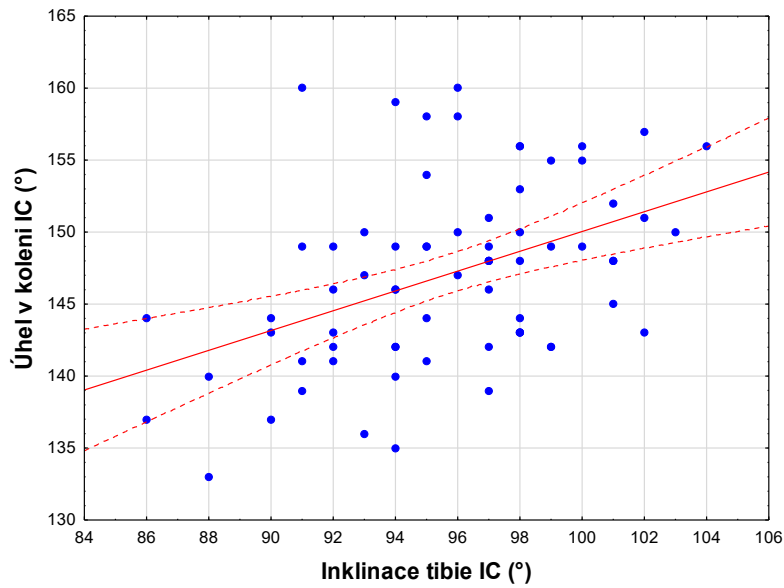


Bodový graf korelace úhlu v kolenní při IC a při MS



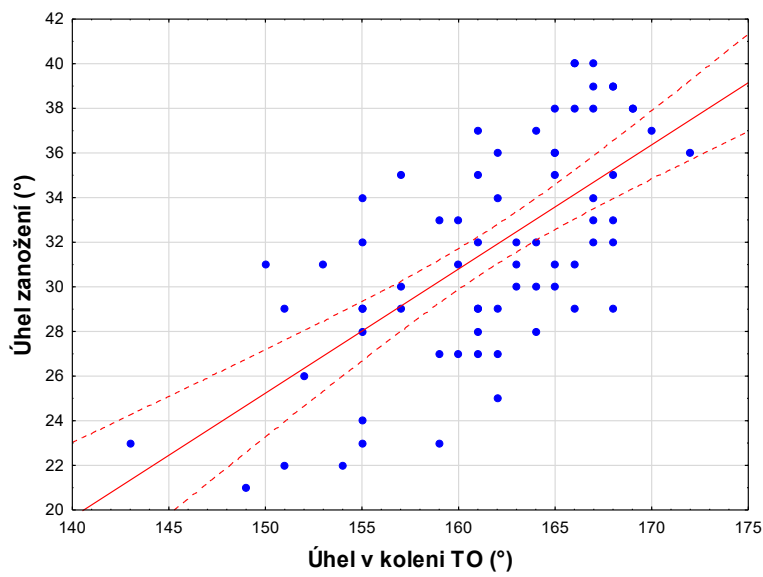
Bodový graf korelace úhlu v kolenní při TO a MS

Příloha č. 5: Korelační diagramy úhlů při IC a TO



Bodový graf korelace úhlu v kolenní při IC a inklinace tibie při IC

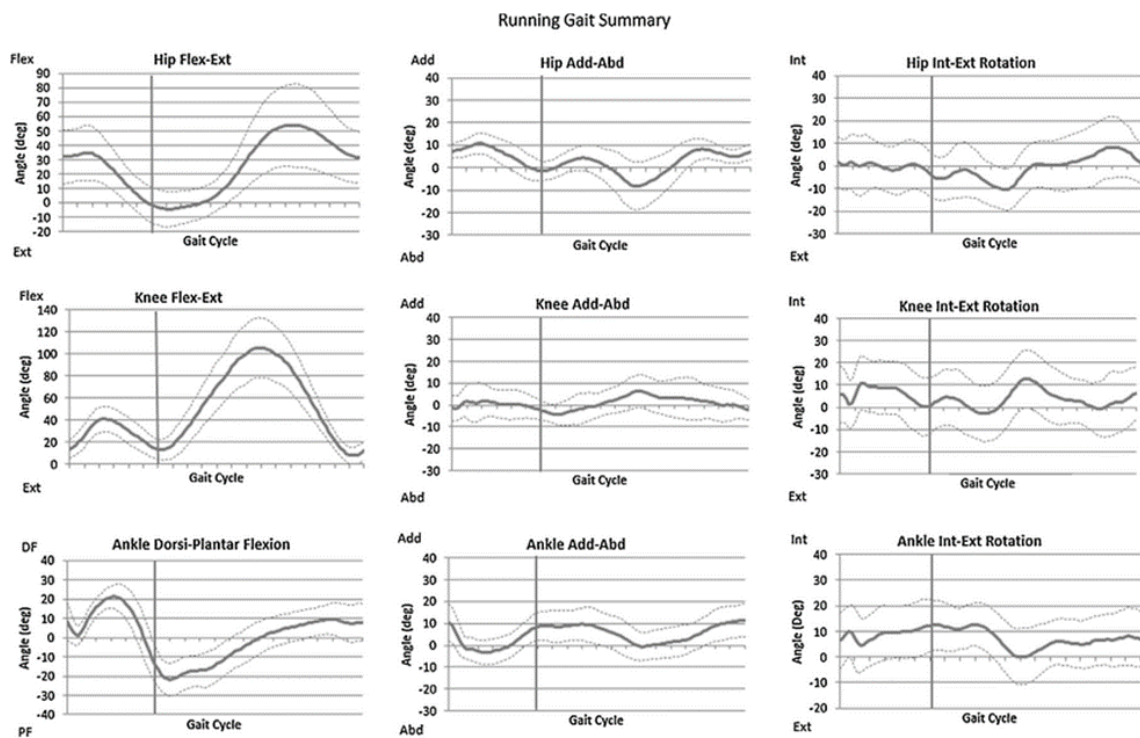
$$r = 0,43; r^2 = 0,19; p < 0,001$$



Bodový graf korelace úhlu zanožení a úhlu v kolenní při TO

$$r = 0,67; r^2 = 0,44; p < 0,001$$

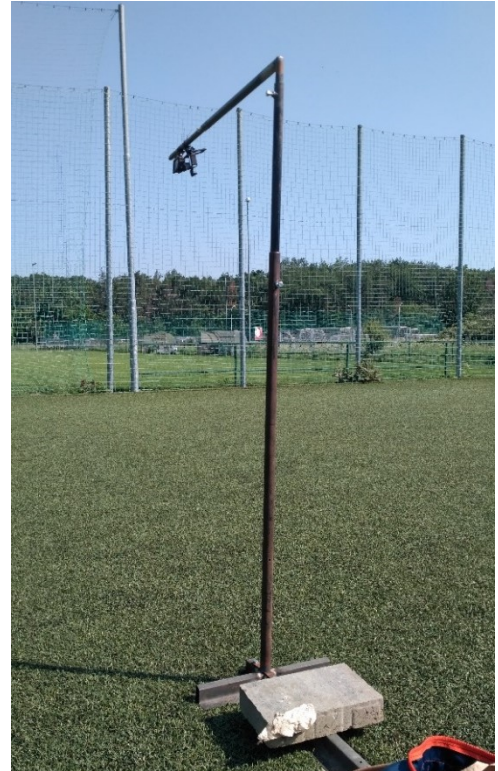
Příloha č. 6: Kinematika běžecké lokomoce dětí ze studie Williams et al. (2019)



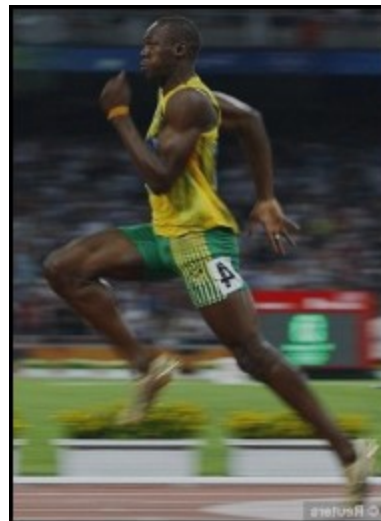
Kinematika kyčelního, kolenního kloubu a nohy v běhu dětí (9-11 let) – krokový cyklus od IC k následujícímu IC téže nohy; svislá čára značí moment TO (Williams et al., 2019)

Příloha č. 7: Technické vybavení

Kamera snímající běžce z laterální strany na trojnožce, v pozadí kamera na kovové konstrukci snímající běžce zezadu



Kamera na konstrukci snímající běžce zezadu

Příloha č. 8: Podobnost postury dětí a vrcholových sportovců

Podobnost postury dítěte ve věku 7 let a vrcholového sprintera. Sprinter má větší rychlost pohybu tedy i maximální úhly mají větší velikost.

(zdroj: <https://qz.com/1043997/usain-bolt-is-the-fastest-human-in-the-world-heres-the-science-that-shows-how-he-does-it/>)



Podobnost postury dívky ve věku 7 let a vrcholových vytrvalců.

(zdroje:

nahore <https://www.runnerstribbe.com/len-johnson-articles/quiet-revolution-column-len-johnson/>

dole foto z videa: <https://www.youtube.com/watch?v=pN5sla8vDr4>)

Příloha č. 9: Informovaný souhlas**Informovaný souhlas zákonného zástupce nezletilého žáka**

Iniciály dítěte (nevyplňujte celé jméno):

Datum narození:

Třída:

Dítě se léčí pro onemocnění: vývojové / ortopedické / neurologické / žádné

Sportovní aktivita dítěte (typ sportu):

Počet tréninků/týden:

Souhlasím s účastí svého syna / dcery na výzkumu v rámci diplomové práce „Kinematická analýza běžecké lokomoce dětí ve věku 6-8 let“ Bc. Moniky Hrachovcové, studentky 2. ročníku NMgr fyzioterapie na 2. lékařské fakultě Univerzity Karlovy.

Souhlasím s pořízením záznamu běhu svého syna / dcery a byl/a jsem informována o podstatě výzkumu a metodice jeho řešení. Získané údaje a obrazový materiál budou využity pro zpracování diplomové práce a anonymně publikovány v rámci diplomové práce, případně v navazujících odborných publikacích a přednáškách.

Souhlasím s nakládáním s osobními údaji v souladu se zákonem č. 101/2000 Sb. a zákonem č. 133/2000 Sb., na ochranu osobních údajů.

ANO / NE

Jméno zákonného zástupce

Podpis zákonného zástupce

V Praze dne