



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

CENTRUM SPORTOVNÍCH AKTIVIT

CENTRE OF SPORTS ACTIVITIES

VLIV VARIABILITY POSTAVENÍ KOLENNÍCH KLOUBŮ NA TLAKOVÉ A SILOVÉ PARAMETRY CHODIDLA: POROVNÁNÍ PASIVNÍHO A AKTIVNÍHO STOJE

INFLUENCE OF KNEE JOINT POSITION VARIABILITY ON PRESSURE AND FORCE PARAMETERS OF THE
FOOT: COMPARISON OF PASSIVE AND ACTIVE STANDING POSITION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Vojtěch Hanák

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Mgr. Dagmar Moc Králová, Ph.D.

BRNO 2024



BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

CENTRE OF SPORTS ACTIVITIES

CENTRUM SPORTOVNÍCH AKTIVIT

INFLUENCE OF KNEE JOINT POSITION VARIABILITY ON PRESSURE AND FORCE PARAMETERS OF THE FOOT: COMPARISON OF PASSIVE AND ACTIVE STANDING POSITION

VLIV VARIABILITY POSTAVENÍ KOLENNÍCH KLOUBŮ NA TLAKOVÉ A SILOVÉ PARAMETRY CHODIDLA:
POROVNÁNÍ PASIVNÍHO A AKTIVNÍHO STOJE

BACHELOR'S THESIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

AUTHOR

AUTOR PRÁCE

Vojtěch Hanák

SUPERVISOR

VEDOUCÍ PRÁCE

Mgr. Dagmar Moc Králová, Ph.D.

BRNO 2024

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Sportovní technologie**

Centrum sportovních aktivit

Student: Vojtěch Hanák

ID: 226388

Ročník: 3

Akademický rok: 2023/24

NÁZEV TÉMATU:

Vliv variability postavení kolenních kloubů na tlakové a silové parametry chodidla: porovnání pasivního a aktivního stoje

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

- 1) Literární rešerše souvislostí postavení kolenních kloubů a kloubů chodidla na tlakové a silové parametry v pasivním a aktivním u homogenní skupiny probandů.
- 2) Návrh metodiky měření a výběr vhodných parametrů pro následné objektivní hodnocení.
- 3) Návrh metodiky hodnocení naměřených dat.
- 4) Pilotní testování na přístroji Diers pro ověření zvolené metodiky.
- 5) Testovací protokol na zvolené skupině probandů.
- 6) Vyhodnocení a diskuze získaných výsledků.
- 7) Návrh pro další možnosti testování.

Pro splnění semestrálního projektu je nutné vypracování alespoň bodů 1) až 4).

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- 1) Fernandez-Seguine, L. M. et al. Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. *Gait Posture*. 39, 789–792 (2014).
- 2) Woźniacka, R., Bac, A., Matusik, S., Szczygieł, E. & Cizek, E. Body weight and the medial longitudinal foot arch: high arched foot, a hidden problem? *Eur J Pediatr*. 172(5), 683–91 (2013).

Termín zadání: 5.2.2024

Termín odevzdání: 24.5.2024

Vedoucí práce: Mgr. Dagmar Moc Králová, Ph.D.

doc. PaedDr. Pavel Korvas, CSc.
předseda rady studijního programu

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Bachelor's Thesis

Bachelor's study program **Sports Technology**

Centre of Sports Activities

Student: Vojtěch Hanák

ID: 226388

**Year of
study:** 3

Academic year: 2023/24

TITLE OF THESIS:

Influence of knee joint position variability on pressure and force parameters of the foot: comparison of passive and active standing position

RECOMMENDED LITERATURE:

- 1) Fernandez-Seguine, L. M. et al. Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. *Gait Posture*. 39, 789–792 (2014).
- 2) Woźniacka, R., Bac, A., Matusik, S., Szczygieł, E. & Ciszek, E. Body weight and the medial longitudinal food arch: high arched foot, a hidden problem? *Eur J Pediatr*. 172(5), 683–91 (2013).

**Date of project
specification:** 5.2.2024

**Deadline for
submission:** 24.5.2024

Supervisor: Mgr. Dagmar Moc Králová, Ph.D.

doc. PaedDr. Pavel Korvas, CSc.
Chair of study program board

WARNING:

The author of the Bachelor's Thesis claims that by creating this thesis he/she did not infringe the rights of third persons and the personal and/or property rights of third persons were not subjected to derogatory treatment. The author is fully aware of the legal consequences of an infringement of provisions as per Section 11 and following of Act No 121/2000 Coll. on copyright and rights related to copyright and on amendments to some other laws (the Copyright Act) in the wording of subsequent directives including the possible criminal consequences as resulting from provisions of Part 2, Chapter VI, Article 4 of Criminal Code 40/2009 Coll.

Abstrakt

Tato semestrální práce se zaměřuje na porovnání pasivního a aktivního stoje pomocí posturografického vyšetření. V teoretické části práce je charakterizován posturální systém, popis posturálních kostních segmentů člověk a rozbor krokového cyklu. Dále jsou zde uvedeny některá chronická zranění postihující hráče fotbalu. Autor popisuje metodiku měření statického stoje, chůze a běhu pomocí přístroje DIERS 4D motion lab. Na konci práce jsou uvedeny výsledky měřené skupiny s homogenním zaměřením.

Klíčová slova

Posturografie, krokový cyklus, chronická zranění, plantární tlak, aktivní stoj

Abstract

The semester thesis focuses on the comparison of pasive and active standing using a posturographic examination. In the theoretical part of the work, the postural system is characterized, a description of the postural bone segments of a person and an analysis of the gait cycle. Also listed here are some chronic injuries affecting soccer players. The author describes the methodology of measuring static standing, walking and running using the DIERS 4D motion lab device. The results of the pilot measurement are interpreted in the work.

Keywords

Posturography, gait cycle, chronic injuries, plantar pressure, active stance

Bibliografická citace

HANÁK, Vojtěch. Vliv variability postavení kolenních kloubů na tlakové a silové parametry chodidla: porovnání pasivního a aktivního stoje [online]. Brno, 2024 [cit. 2024-05-23]. Dostupné z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/159350>.
Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Centrum sportovních aktivit, Centrum sportovních aktivit. Vedoucí práce Dagmar Moc Králová.

Prohlášení autora o původnosti díla

Jméno a příjmení studenta: *Vojtěch Hanák*

VUT ID studenta: *226388*

Typ práce: *Bakalářská práce*

Akademický rok: *2023/24*

Téma závěrečné práce: *Vliv variability postavení kolenních kloubů na tlakové a silové parametry chodidla: porovnání statického stoje a chůze*

Prohlašuji, že svou závěrečnou práci jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucí/ho závěrečné práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené závěrečné práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této závěrečné práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne: 24.5.2024

podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce Mgr. Dagmar Moc Králové, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé semestrální práce.

V Brně dne: 24.5.2024

podpis autora

Obsah

SEZNAM OBRÁZKŮ	8
SEZNAM TABULEK.....	9
SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK	10
SEZNAM PŘÍLOH.....	11
ÚVOD	12
1. POSTURÁLNÍ SYSTÉM	13
1.1 ANATOMIE POSTURY	13
1.2 POSTAVENÍ KOLENNÍHO KLOUBU	15
2. KROKOVÝ CYKLUS	16
2.1 STONÁ FÁZE	16
2.2 ŠVIHOVÁ FÁZE.....	17
2.3 KROKOVÝ CYKLUS BĚHU.....	17
3. NEJČASTĚJŠÍ CHRONICKÁ ZRANĚNÍ VE FOTBALE	19
3.1 TENDINOPATIE ACHILLOVY ŠLACHY	19
3.2 FEMOROACETEBULÁRNÍ IMPINGEMENT	20
3.3 GENU VARUM	20
4. CÍL PRÁCE.....	22
5. METODIKA	23
5.1 CHARAKTERISTIKA MĚŘENÉ SKUPINY	23
5.2 POUŽITÁ TECHNOLOGIE	23
5.3 POSTUP MĚŘENÍ.....	24
5.4 VÝSTUPNÍ DATA	26
5.5 VYHODNOCENÉ PARAMETRY.....	26
5.5.1 <i>Seznam vyhodnocených parametrů statického měření.....</i>	<i>26</i>
5.5.2 <i>Seznam vyhodnocených parametrů dynamického měření.....</i>	<i>27</i>
5.6 STATISTICKÁ ANALÝZA	27
6. VÝSLEDKY.....	29
6.1 PASIVNÍ A AKTIVNÍ STOJ	29
6.2 KROKOVÝ CYKLUS	31
7. DISKUZE.....	33
8. ZÁVĚR.....	38
LITERATURA.....	39

SEZNAM OBRÁZKŮ

1 Páteř. Zdroj: adaptic.cz.....	14
2 Krokový cyklus Zdroj: Researchgate.net.....	16
3 Zevní rotace kyčelního kloubu. Zdroj: Tssfc.ca.....	20
4 Zvýšená zátěž na laterální stranu kolene u stojné nohy. Zdroj: Sportyznews.com.ng.....	21
5 Rozložení referenčních bodů. Foto autor.....	24
6 Pasivní/aktivní stoj. Foto autor.....	25
7 Poměr rozložení tlaku chodidel v předozadní rovině.....	33
8 Úhel hrudní kyfózy.....	34
9 Vnější rotace chodidla.....	35
10 Záznam chybných výsledků dynamického měření.....	36

SEZNAM TABULEK

1 Výsledky statického měření DIERS formetric.....	29
2 Výsledky statického měření DIERS pedoscan.....	30
3 Porovnání výsledků s referenční hodnotou	30
4 Výsledky dynamického měření.....	31
5 Výsledky statistické analýzy dynamického měření	32

SEZNAM SYMBOLŮ A ZKRATEK

Zkratky:

COP	Center of pressure
AT	Achillovy tendinopatie
FAI	Femoracetabulární impingment
PSIS	Posterior Superior Iliac Spine
PS	Pasivní stoj
AS	Aktivní stoj
CI	Coronal Imbalance
NDK	Nedominantní dolní končetina
DDK	Dominantní dolní končetina
SO	Směrodatná odchylka
VP	Vertebra prominens
DL	Dimple left
DR	Dimple right
DM	Dimple mid-point
ICT	Inflection point cervical-thoracic
ITL	Inflection point thoracic-lumbar
ILS	Inflection point lumbar-sacral
L	Left
R	Right
A	Anterior
P	Posterior

SEZNAM PŘÍLOH

PŘÍLOHA A - DOTAZNÍK.....	42
----------------------------------	-----------

Veškeré výsledky měření jsou v příloženém souboru s názvem "Kompletni_vysledky".

ÚVOD

Cílem práce bylo zjistit, jak se projeví postavení kolenních kloubů na tlakové a silové parametry během statického pasivního a aktivního stoje. Vyhodnotit, zda má dlouhodobá specifická fotbalová zátěž vliv na posturální parametry a symetrii krokového cyklu.

Teoretická část začíná rozbořem posturálního systému, díky kterému jsme schopni provést vzpřímený stoj. Další kapitola popisuje krokový cyklus a jeho jednotlivé fáze. Poslední kapitola teoretické části se zabývá chronickým poraněním typickým pro hráče fotbalu. Uvedené poranění vznikají na základě dlouhodobé zátěže a je u nich předpoklad, že náznaky vzniku těchto poranění se projeví na výsledcích posturografického měření.

Měření se zúčastnila skupina amatérských fotbalistů různé fyzické zdatnosti a výkonosti, muži ve věku 21-26 let. K analýze tlakových a silových parametrů chodidla jsme využili systém DIERS pedoscan. Pomocí přístroje DIERS formetric jsme získali parametry popisující zakřivení páteře a pozici pánve. Testování mělo čtyři fáze pasivní stoj, aktivní stoj, chůze a lehký běh. Výsledky byly podrobeny statistické analýze s využitím parametrických i neparametrických testů.

1. POSTURÁLNÍ SYSTÉM

Základní polohou lidského těla je bipedální stoj. Oporu lidského těla zajišťují obě dolní končetiny současně prostřednictvím chodidel, které jsou v kontaktu s podložkou. Z hlediska biomechaniky se jedná o velmi nestabilní polohu. Nestabilitu způsobuje vysoko postavené těžiště a malá opěrná plocha chodidel.

Posturální systém zajišťuje udržení rovnováhy a stabilního postavení těla v různých situacích včetně vzpřímeného stoje. Tento systém zahrnuje soubor několika fyziologických procesů rozdělených do tří základních složek: senzorická, řídicí a výkonná.

Senzorická složka poskytuje informace o poloze, pohybu a orientaci těla v prostoru.

Sběr informací zajišťuje několik samostatných systémů. Vestibulární systém se nachází ve vnitřním uchu. Hraje klíčovou roli ve vnímání polohy hlavy, rotačního a lineárního pohybu. Spolu s vizuálním systémem zajišťuje orientaci v prostoru. Somatozenzorický systém tvoří síť proprioreceptorů nacházejících se ve svalích, kloubech, kůži a dalších částech těla. Tyto receptory vnímají tlak a dotyk, zajišťují vnímání polohy těla.

Řídicí složka zastává funkci operátora posturálního systému. Centrální nervový systém zpracovává informace ze senzorických receptorů a prostřednictvím motorických receptorů řídí pohyb a stará se o udržení rovnováhy.

Výkonná složka je tvořena kosterním svalstvem. Reaguje na motorické signály pohybem a udržuje stálý svalový tonus. (VAŘEKA, 2002)

1.1 Anatomie postury

Aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil se označuje pojmem postura, která je výsledkem aktivity již zmíněného posturálního systému. Základním stavebním kamenem vzpřímeného držení trupu neboli postury je páteř. Skládá se z 33-34 obratlů (vertebrae) rozdělených do pěti oblastí:

Krční páteř (v. cervicales): 7 obratlů (C1-C7)

Hrudní páteř (v. thoracicae): 12 obratlů (T1-T12)

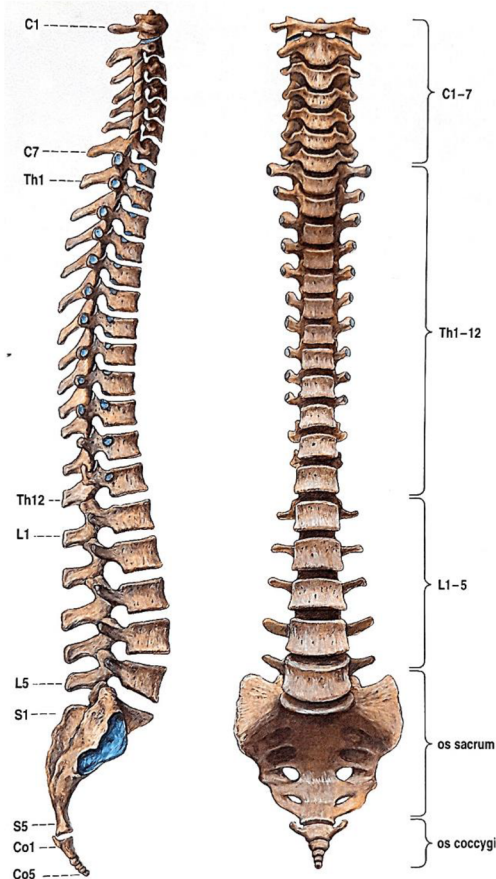
Bederní páteř (v. lumbales): 5 obratlů (L1-L5)

Křížová kost (os sacrum): 5 srostlých obratlů (S1-S5)

Kostrč (os coccygis): 4-5 obratlů (Co1-Co4/5)

Páteř má specifické zakřivení ve tvaru dvojitého písmene „S“. Toto zakřivení je nezbytné pro funkční posturu a biomechaniku pohybu. Krční oblast páteře odpovídá konvexnímu oblouku tedy lordóze, hrudní oblast má konkávní zakřivení známé jako kyfóza a bederní část se vrací zpět do lordózy. Úhel neutrální hrudní kyfózy se pohybuje v rozmezí od 20° do 45° a úhel neutrální bederní lordózy se nachází v rozsahu od 20° do 40°. Kost křížová společně s kostí kostrče se ohýbají do mírné kyfózy. Místa,

kde dochází ke změně směru křivosti se nazývají inflexní body. Inflexní bod, který dělí krční lordózu a hrudní kyfózu najdeme na obratli C7. Hrudní kyfózu a bederní lordózu odděluje bod na obratli T12. Inflexní bod na pomezí obratlů L5 a S1 rozděluje bederní lordózu a kost křížovou. (ČIHÁK, 2016)



1 Páteř. Zdroj: adaptic.cz

Dalším důležitým segmentem v postuře člověka je pánev. Správné postavení pánve podporuje přirozené zakřivené páteře, ovlivňuje dolní i horní část těla. Pánev vzniká spojením kostí pánevní a křížové. Pánevní kost (os coxae) tvoří tři párové kosti. Kyčelní kost (os illium) tvoří horní a nejširší část pánevního pletence. Sedací kost (os ischium) se nachází v zadní a spodní části pánve. Dominantou kosti jsou výrazné sedací hrboly. Stydká kost (os pubis) leží v přední části pletence. (ČIHÁK, 2016)

Součástí pánevní kosti jsou výrazné kostní výčnělky PSIS (Posterior Superior Iliac Spine). Lze je snadno identifikovat palpací na zadním horním okraji pánevní kosti. PSIS slouží jako referenční body při diagnostickém vyšetření páteře. Tyto výčnělky jsou klíčové pro určení úrovně bederní páteře a také pro orientaci při provádění různých terapeutických procedur a diagnostických testů. Například při hodnocení zakřivení páteře (skolióza) nebo určení postavení pánevní kosti. (ČIHÁK, 2016)

1.2 Postavení kolenního kloubu

U bipedálního stoje rozlišuje dvě základní pozice kolenního kloubu. Zamčené a odemčené postavení kolenních kloubů má významný vliv na posturu člověka během stoje. To se může projevit v zakřivení páteře nebo na pozici pánve.

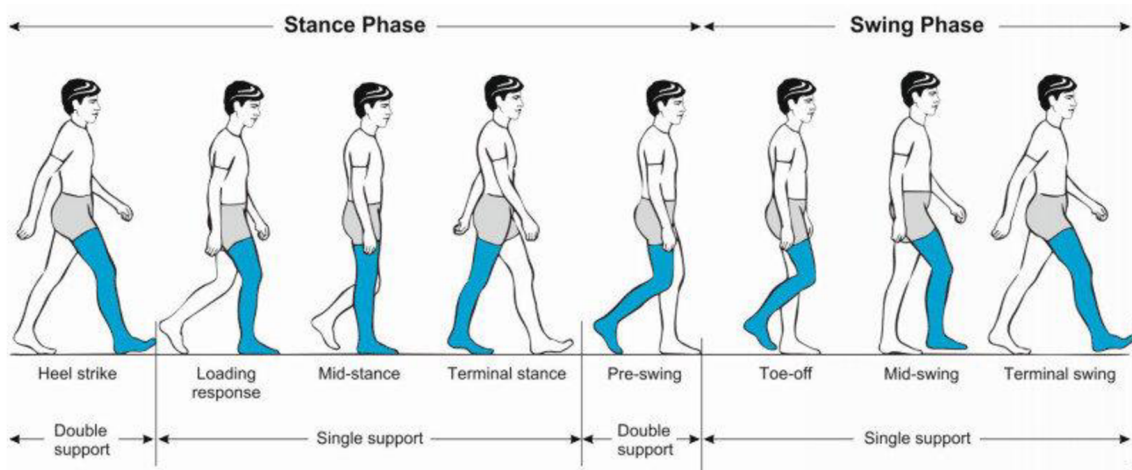
Odemčené postavení kolenních kloubů je způsobeno mírnou flexí (5°) a následnou rotací, kdy dochází k valivému pohybu stehenní kosti po obou meniscích holenní kosti. Zadní stehenní svaly kontrolují míru flexe a čtyřhlavý sval stehenní pomáhá stabilizovat kloub. Toto postavení umožňuje lepší rozložení hmotnosti na opěrné plochu chodidel a snižuje riziko nadměrné zátěže dolní části zad. (VÉLE, 2006)

Při zamčeném postavení jsou kolenní klouby v plné extenzi, dochází k mírné rotaci stehenní kosti, což způsobuje, že klouby jsou stabilnější bez velké potřeby svalové aktivity. Toto postavení může vést k anteriornímu posunu pánve a následnému zvýšení bederní lordózy.

Hypermobilita ovlivňuje míru zamčení a způsobuje hyperextenzi kolene. Při tomto postavení se uvádí velikost úhlu mezi kolenní a holenní kostí v rozsahu 0°-10°. U žen dochází častěji k hyperextenzi kolenních kloubů, z důvodu genetické predispozice k hypermobilitě. (VÉLE, 2006)

2. KROKOVÝ CYKLUS

Krokový cyklus je základním prvkem lidského pohybu. Skládá se z pravidelně se opakujících pohybových vzorů, které se odehrávají během jednoho kroku. Cyklus začíná momentem, kdy je noha v kontaktu se zemí a končí, když stejná noha došlápne opět na zem. Krokový cyklus rozdělujeme na dvě hlavní části stojná fáze a švihová fáze. Každá fáze má několik stádií, které umožňují plynulý a efektivní pohyb. (WHITTL, 2007)



2 Krokový cyklus Zdroj: Researchgate.net

2.1 Stojná fáze

Stojná fáze krokového cyklu představuje období, kdy noha zůstává v kontaktu se zemí, je klíčová pro podporu tělesné hmotnosti člověka, absorpci nárazů a přípravu na pohyb vpřed. Stojná fáze zabírá přibližně 60 % celkového krokového cyklu při chůzi a je rozdělena do několika dalších fází.

Stojná fáze začínám počátečním kontaktem (Heel strike) chodidla se zemí. Ve většině případů provede prvotní kontakt pata, ale není to vždy pravidlem. V této fázi dochází k absorpci počátečního nárazu. Lýtkové svaly stabilizují kotník a pomáhají absorbovat náraz. Přední holení sval kontroluje plantární flexi nohy.

Následuje fáze zatížení (Loading response), kde dochází k přesunu tělesné hmotnosti na přední nohu, což poskytuje stabilní základnu pro tělo. Druhá noha je obvykle stále ve vzduchu nebo právě dokončuje švihovou fázi.

Při střední stojné fázi (Mid-stance) je těžiště těla přímo nad stojnou nohou. Zadní noha se dostává do popředí. Dochází k výraznému zapojení svalů, aby se tělo udrželo ve vzpřímené poloze a připravilo se na další pohyb. Kyčelní kloub stabilizují hýžďové svaly a zadní stehenní svaly neboli hamstringy. Podporu kolenního kloubu poskytuje především čtyřhlavý sval stehenní. (WHITTLE, 2007)

Konec stojné fáze (Terminal stance), tělo začíná přenášet váhu dopředu. Pata se odlepuje od země, přičemž těžiště se přesouvá na přední část nohy. Adduktory a flexory kyčle připravují nohu na pohyb do švihové fáze.

Předšvihová fáze (Pre-swing) je přechodem mezi stojnou a švihovou fází. Přední část chodidla přerušuje kontakt se zemí a dochází k odrazu, což umožňuje zvednout nohu ze země. Odraz iniciují především lýtkové svaly společně s dopomocí plantárních flexorů a flexorů prstů dolní končetiny. (WHITTLE, 2007)

2.2 Švihová fáze

Švihová fáze krokového cyklu se vztahuje k období, kdy je noha ve vzduchu a pohybuje se vpřed. Začíná okamžikem, kdy se noha odlepí od země a končí, když chodidlo opět naváže kontakt s podložkou.

Počáteční švih (Toe-off) začíná v okamžiku, kdy se prsty odlepí od země. Kyčelní flexory zahajují pohyb vpřed. Svaly kolenního kloubu pomáhají ohybu kolene, aby se zkrátila délka dolní končetiny a usnadnil se pohyb vpřed.

Během fáze středního švihu (Mid-swing) noha pokračuje v pohybu dopředu a kolen udržuje ohnutou pozici. V této fázi se noha připravuje na následující kontakt se zemí. Dochází k zvýšené aktivitě předního holenního svalu při kontrole plantární flexe.

V konečné švihové fázi (Terminal swing) hamstringy zpomalují pohyb dolní končetiny, aby došlo ke kontrolovanému kontaktu se zemí. Přední stehenní svaly stabilizují koleno před dopadem. (WHITTLE, 2007)

2.3 Krokový cyklus běhu

Při běhu jsou svaly, šlachy a klouby vystaveny většímu stresu a nárazovým silám díky vyšší rychlosti a dynamice pohybu. Efektivní krokový cyklus běhu je náročnější na koordinaci a vyžaduje určitou silovou vytrvalost. V krokovém cyklu běhu existuje fáze letu, kdy jsou obě nohy ve vzduchu. Při chůzi je vždy alespoň jedna noha v kontaktu se zemí.

Stojná fáze začíná podobně jako u chůze počátečním kontaktem. Zatímco u chůze dochází ke kontaktu většinou přes patu, při běhu došlapujeme přes střední nebo přední část chodidla v závislosti na běžecké technice a intenzitě běhu. Dopad nohy bývá mnohem silnější, a to vede k větším nárokům na stabilizaci kloubů především kotníku. Během přechodu z podpěrné fáze do předšvihové fáze nastává postupná aktivace lýtkového svalstva, výsledná kontrakce způsobí odraz nohy od země.

Švihová fáze běhu vyžaduje rychlejší a větší rozsah pohybu než chůze. Běžec musí nohu zvednout výš, aby dosáhl efektivního kroku. To umožňuje silnější aktivaci zadních stehenních svalů a kyčelních flexorů pro posun nohy dopředu. Na konci švihové fáze dojde ke zpomalení pohybu kolene vlivem předních stehenních svalů a noha se připravuje na následný dopad.

Letová fáze začíná po odrazu nohy od země a končí, když se přední noha dotkne země. V této fázi je svalová aktivita minimální, protože jsou obě nohy ve vzduchu. Délka letové fáze závisí především na rychlosti běhu, čím vyšší rychlost tím je doba trvání letové fáze větší. (Puleo&Milroy, 2014)

3. NEJČASTĚJŠÍ CHRONICKÁ ZRANĚNÍ VE FOTBALE

Chronické přetížení ve fotbale představuje značnou zátěž pro tělo hráčů a může vést k různým druhům zranění. Tato zranění jsou důsledkem specifických fyzických požadavků sportu, která zahrnují kombinaci rychlého běhu, prudkých zastavení, skoků, náhlých změn směru a často i fyzických soubojů s protihráči. Charakter hry klade vysoké nároky na svaly, vazy a klouby.

Dalším faktorem je technická stránka hry, kdy hráči v drtivé většině případů ovládají míč převážně dominantní nohou. V dlouhodobém časovém horizontu se to může projevit zkrácením některých svalů nebo svalovou dysbalancí.

Jedním z nejčastějších problémů jsou záněty a degenerativní změny šlach známé pod pojmy tendinitida a tendinopatie. Dalším zánětlivým zraněním je plantární fascitida, která se projevuje bolestí paty nebo chodidla. Častou komplikací jsou stresové fraktury, obvykle postihující metatarzální nebo holenní kosti. Svalová zranění, jako jsou natažení nebo natržení, jsou také běžným následkem přetížení nadměrnou zátěží ve fotbale. Jsou typické pro zadní i přední stehenní a lýtkové svaly. (VALDERRABANO, 2014)

V následujícím textu jsou rozebrány konkrétní typy zranění, která se mohou projevit i v posturografickém vyšetření.

3.1 Tendinopatie Achillovy šlachy

Achillova šlacha je nejsilnější a největší šlachou v lidském těle. Nachází se na zadní straně nohy a spojuje lýtkové svaly (m. gastrocnemius, m. soleus) s patní kostí. Umožňuje plantární flexi kotníku, což je nezbytné pro správný odraz při chůzi, běhu a některých dalších pohybech.

Tendinopatie Achillovy šlachy (AT) vzniká většinou v důsledku nedostatečné adaptace na dlouhodobou intenzivní zátěž. Další příčinou může být slabost nebo nedostatečná flexibilita lýtkových svalů. Nevhodná obuv nebo špatná technika běhu se také může projevit na vzniku AT.

Typickým projevem Achillovy tendinopatie je bolest šlachy těsně nad patní kostí. Dalšími symptomy jsou ztuhlost a zduření šlachy, to může vést k omezení pohyblivosti hlezenního kloubu.

Pokud provedeme analýzu rozložení tlakových parametrů chodidla během chůze nebo běhu, můžeme zaznamenat rizikové faktory, které mohou vést ke vzniku AT. Jedním z rizikových faktorů je snížený předozadní posun COP (Center of pressure). Menší posun vpřed vede k většímu zatížení Achillovy šlachy, a to může dále způsobovat neefektivní přenos energie do přední části chodidla a nadměrnou zátěž paty.

Dalším faktorem je rozložení sil v přední části chodidla. Laterálně orientované rozložení síly vede k nerovnoměrnému zatížení a zvýšenému napětí v Achillově šlase. (SILBERNAGEL, 2020)

3.2 Femoroacetabulární impingement

Syndrom femoroacetabulárního impingementu (FAI) je stav, při kterém dochází k poškození kyčelního kloubu. Poškození vzniká dlouhodobým mechanickým konfliktem femorální hlavice a kyčelní jamky (acetabulum). Nevhodný kontakt mezi těmito dvěma kostními strukturami může vést k poškození kloubní chrupavky nebo kloubního pouzdra.

FAI u fotbalistů vzniká kombinací anatomické predispozice hráče a specifické zátěže. Fotbal vyžaduje časté rotace a ohyby kyčelního kloubu, zejména u dominantní nohy. To má za následek zvýšený stres působící na kloubní spojení.

Vyšetření pomocí posturografie nám může identifikovat predispozice vedoucí k syndromu FAI. Snížená schopnost abdukce kyčle vlivem FAI vede ke změně způsobu chůze. To se projevuje většinou zkrácením délky kroku a asymetrií krokového cyklu. Dalším znakem je nerovnoměrné rozložení tlakových parametrů mezi pravým a levým chodidlem, a s tím souvisí i posun COP do strany. (MENGE, 2018)



3 Zevní rotace kyčelního kloubu. Zdroj: Tssfc.ca

3.3 Genu varum

Varózní postavení kolen, známé také jako genu varum, je stav, při kterém jsou kolena vzdálena od sebe, a to vede k vybočení nohou směrem ven a vytvoření charakteristického tvaru „O“. (BROOKS, 1995)

Tento jev pozorujeme především u mladých fotbalistů v období růstu častěji než u běžné populace. Specifické herní situace jako jsou způsoby kopání do míče a změny směru při běhu mají negativní dopad na kolenní kloub. Opakovaný tlak na vnější straně kolene může vést k postupnému rozvoji varózního postavení. (ISIN, MELEKOĞLU, 2020)

Nerovnoměrné rozložení zátěže v kolenním kloubu zvyšuje riziko poranění zejména kolaterálních vazů, menisků a opotřebením chrupavky na vnější straně. Vybočená kolena ovlivňují postavení pánve. Obvykle dochází k anteriornímu náklonu, který prohlubuje bederní lordózu, následkem je nepříjemná bolest dolní části zad. (BROOKS, 1995)



4 Zvýšená zátěž na laterální stranu kolene u stojné nohy. Zdroj: Sportyznews.com.ng

4. CÍL PRÁCE

1. Hlavním cílem bakalářské práce bylo sledovat změny jednotlivých parametrů v pasivním stoji se zamčeným postavením kolenních kloubů a jejich odemčeným postavením v aktivním stoji. K získání souboru parametrů jsme využili přístroj DIERS. Sledovali jsme tlakové a silové parametry chodidla, parametry popisující zakřivení páteře, vychýlení trupu a pozici pánve.
2. Vedlejším cílem práce bylo analyzovat posturální parametry a symetrii krokového cyklu chůze a běhu u vybrané skupiny fotbalistů. Vyhodnotit, zda má dlouhodobá specifická fotbalová zátěž vliv na posturální parametry měřené skupiny.

5. METODIKA

5.1 Charakteristika měřené skupiny

Do měření se zapojila skupina 12 hráčů kopané ve věku 21-26 let. Průměrný věk skupiny byl 23,5 let. Všichni účastníci byly muži různé fyzické zdatnosti a výkonosti. Zúčastnění probandi hráli fotbal na soutěžní úrovni minimálně 7 let. Průměrná doba fotbalové kariéry v měřené skupině je 13,5 let. Ve skupině převažovali hráči jejichž dominantní noha je pravé, pouze dva hráči mají dominantní levou nohu.

Tři fotbalisti prodělali během své kariéry vážné zranění, které mohlo ovlivnit výsledky měření. Nejzávažnější případ byla zlomenina bérce, tedy holenní a lýtkové kosti u nedominantní dolní končetiny hráče. V druhém případě si proband zlomil lýtkovou kost na dominantní dolní končetině. Poslední vážně poraněný hráč prodělal poranění menisku a přetrhal si křížové vazy v koleni u nedominantní dolní končetiny. Nikdo ze zúčastněných probandů se dlouhodobě nevěnoval sport s jednostranným typem zátěže, který by mohl ovlivnit výsledky měření.

Informace o účastnících výzkumu jsme získali prostřednictvím online dotazníku. Jeho podobu můžeme vidět v příloze.

5.2 Použitá technologie

Měření bylo provedeno pomocí systému DIERS 4D motion Lab, který patří mezi nejpoužívanější přístroje pro 3D analýzu páteře a zobrazení plantárních tlaků chodidla v postoji i v pohybu. Systém se skládá ze dvou základních přístrojů DIERS formetric a DIERS pedoscan.

K topografickému měření a 3D rekonstrukci páteře využíváme přístroj DIERS formetric. Jedná se o optickou technologii, která pracuje na principu Moirého stínové metody. Podstatou této metody je interferenční jev, jenž vzniká mezi dvěma překrývajícími se mřížkami. Vzorová mřížka se promítá na probanda a referenční mřížka je pevně umístěna na kameře. Interference mezi vzorovou a referenční mřížkou vytváří charakteristické vzory na povrchu těla probanda. Kamera zachycuje obraz subjektu a naměřená data jsou zpracována v softwaru. Proběhne analýza Moirého vzorů a software vygeneruje 3D model páteře. Výhodou této metody je, že nevyužívá ionizující záření, a tím umožňuje opakované měření bez rizika zdravotních následků. (HÜBNER, 2010)

Zachycení plantárních tlaků chodidla umožňuje DIERS pedoscan. Tlakové senzory jsou klíčovým prvkem tohoto moderního diagnostického přístroje. Senzory jsou navrženy tak, aby poskytovaly detailní a přesné informace o rozložení tlaku na chodidle

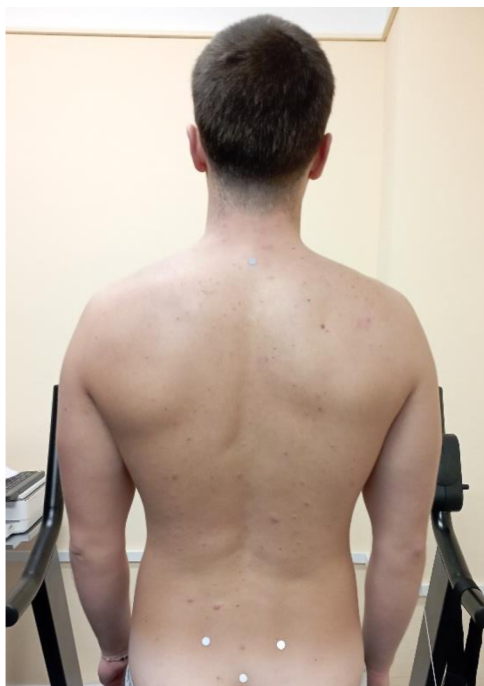
pacienta. Jsou součástí běžického pásu, a to umožňuje vykonávat statické i dynamické měření.

5.3 Postup měření

K získání přesných výsledků je důležité, aby pacient měl na sobě pouze přiléhavé spodní prádlo, které nezkreslí tvar těla. Na záda pacienta se reflexními značkami zvýrazní čtyři referenční body.

Nejvýše položený referenční bod VP (vertebra prominens) se nachází na sedmém krčním obratli C7. Výběžek obratle C7 obvykle bývá viditelný, nicméně u některých testovaných osob bylo nutné najít správný výběžek pomocí palpace. Pacient skloní hlavu, aby byly výběžky (C6, C7 nebo T1) zřetelně hmatatelné. Prsty položíme na trnové výběžky a pacient pomalu zvedá hlavu a vede ji do záklonu. U výběžku C7 obvykle nenastane ventrální posun a zůstane hmatatelný i ve vzpřímené poloze hlavy pacienta. Další bod aplikujeme na začátek intergluteální rýhy. Tento bod nereprezentuje žádný konkrétní obratel, společně s bodem na výběžku C7 tvoří pomyslnou osu páteře.

Poslední dva referenční body jsou definovány výčnělky PSIS (Posterior Superior Iliac Spine) na zadní části pánevní kosti. Referenční bod DL (dimple left) reprezentuje levý PSIS výběžek a bod DR (dimple right) pravý PSIS výběžek. Výběžky se v mnoha případech nachází pod viditelnými důlky (dimple) na bederní části zad, ale ne vždy odpovídají důlky přesné pozici výčnělků, proto k přesné lokalizaci využíváme palpační techniku. Položíme ukazováčky na kyčelní hřeben pacienta a palce suneme po hřebenu



5 Rozložení referenčních bodů. Foto autor.

pánevní kosti směrem k páteři, dokud nenapalujeme výčnělky PSIS. (HÜBNER, 2010)

Následně je proband seznámen s celým procesem měření, které obsahuje celkem čtyři fáze. V každé fázi proband provádí jiný pohybový úkon. Začínáme statickým měřením pasivního stoje. Následuje snímání aktivního stoje, u něhož vyžadujeme, aby kolena byla v odemčené poloze a zároveň dáváme pozor na pozici pánve, která se nesmí vychýlit z přirozené pozici.

Ve třetí fázi je proband měřen během chůze. Rychlost běžeckého pásu nastavujeme podle preferencí probanda v rozmezí 3-4 km/h. V poslední fázi probíhá měření volného běhu. Opět volíme rychlost podle měřené osoby v rozmezí 6,5 – 9 km/h. Jeden rychlostní stupeň odpovídá hodnotě 0,5 km/h. U dynamického měření necháme probanda několik desítek vteřin adaptovat na finální rychlost a pak teprve zapneme snímání.

Před každou fází proběhne automatické kalibrace přístroje. Poté se testovaná osoba postaví na určenou pozici na běžeckém pásu. Upravíme výšku kamery podle rozměrů probanda, zkontrolujeme správné postavení testované osoby na monitoru a zapneme projekci rastrové mřížky. Pokud bude následovat dynamické měření spustíme běžecký pás a postupně nastavíme rychlost. Nakonec spouštíme snímání, které trvá pět vteřin. Tento časový interval stanovil výrobce. Nezáleží na typu měření, čas snímání zůstává stejný. Zkontrolujeme pozici referenčních bodů na záznamu a ořízneme nepotřebné části obrazu. U dynamického měření je potřeba manuálně překreslit osy rozdělující chodidlo na dílčí segmenty.



6 Pasivní/aktivní stoj. Foto autor.

5.4 Výstupní data

System DIERS pomocí softwaru automaticky zpracuje naměřená data a vytvoří soubor, který obsahuje numerické hodnoty jednotlivých parametrů a zároveň jejich reprezentaci prostřednictvím grafů a 3D modelů. Výsledky jsou porovnávány s normálními hodnotami pro jednodušší identifikaci posturálních problémů.

DIERS formetric měří zakřivení páteře ve třech rovinách: sagitální, frontální a transverzální. Zahrnuje hodnocení hrudní kyfózy a bederní lordózy. Určuje pozici inflexních bodů. Zobrazí vychýlení páteře během pohybu. Měří náklon a rotaci pánve, hodnotí její polohu a asymetrii. Poskytuje vizuální zobrazení povrchu těla a páteře prostřednictvím matematických modelů.

DIERS pedoscan poskytuje podrobné informace o rozložení tlaku na plantární straně chodidel, dynamice chůze a postoji. Zaznamenává, jak se distribuce tlaku mění v průběhu času během stoje, chůze nebo běhu. Vykresluje křivku pohybu COP. Analyzuje rozložení hmotnosti mezi pravou a levou nohou a rozložení v předozadní rovině. Poskytuje informace o produkci síly a čase pro jednotlivé fáze krokového cyklu. Hodnotí symetrii, délku kroku a úhel vytočení chodidla.

5.5 Vyhodnocené parametry

U statického měření jsme vyhodnocovali dvě kategorie parametrů. První skupina obsahuje 8 parametrů popisujících zakřivení páteře a pozici pánve. Tyto parametry jsme získali pomocí přístroje DIERS formetric. Druhá skupina parametrů naměřena přístrojem DIERS pedoscan uvádí informace o zatížení chodidla.

U dynamického měření jsme vyhodnocovali pouze parametry z přístroje DIERS pedoscan. Vyhodnocené parametry popisují symetrii krokového cyklu. Naměřená data přístrojem DIERS formetric byla zatížena chybou natolik, že se nedají považovat za validní, proto nedošlo k jejich vyhodnocení statistickou analýzou.

5.5.1 Seznam vyhodnocených parametrů statického měření

Parametry naměřené přístrojem DIERS formetric:

- *Sagittal Imbalance VP-DM [°] A/P – posunutí trupu s sagitální rovině, směr vychýlení udávají písmena A-anterior, P-posterior*
- *Coronal Imbalance VP-DM [mm] L/R – vychýlení trupu ve frontální rovině, směr posunutí popisují písmena L-left, R-right*
- *Pelvic Obliquity [mm] L/R – sklon pánve v horizontální rovině*
- *Pelvic Torsion DL-DR [°] R/L – torze pánve, protisměrné natočení*
- *Pelvis Rotation [°] – vychýlení do antevertzního nebo retrovertzního postavení pánve*

- *Kyphotic Angle ICT-ITL (max) [°]* – úhel hrudní kyfózy
- *Lordotic Angle ITL-ILS (max) [°]* - úhel bederní lordózy

Parametry naměřené přístrojem DIERS pedoscan:

- *Pressure distribution Left/Right [%]* – poměr rozložení tlaku mezi levou a pravou nohou
- *Pressure distribution Anterior/Posterior [%]* – poměr rozložení tlaku v předozadní rovině chodidel
- *Surface [cm²]* – zatížená plocha chodidla
- *COP rotation [°]* – rotace přímky, která prochází těžištěm levé a pravé nohy

5.5.2 Seznam vyhodnocených parametrů dynamického měření

U dynamického měření jsme vyhodnocovali parametry, které popisují zatížení pravé i levé nohy zvláště během každé fáze krokového cyklu.

- *Stance Phase [%]* – stojná fáze
- *Swing Phase [%]* - švihová fáze
- *Load Response [%]* – fáze zatížení
- *Pre-Swing [%]* – předšvihová fáze
- *Single Support [%]* – doba kontaktu pouze jedné nohy
- *Step Length [cm]* – délka kroku
- *Step time [ms]* – doba trvání kroku
- *Foot Rotation [°]* – úhel vytočení chodidla směrem od těla

5.6 Statistická analýza

Statistická analýza byla provedena v programovacím prostředí Google Colab. Funkce statistických testů byly vytvořeny v tomto prostředí pomocí programovacího jazykem python.

Veškerá hodnocená data jsou kvantitativní. U všech parametrů jsme ověřily, zda mají normální rozložení pomocí Shapiro-Wilkova testu. Pokud se prvky daného parametru neshodovali s normálním rozložením, aplikovali jsme mocninou transformaci typu Box-Cox. U některých parametrů došlo po aplikaci Box-Cox transformace k výraznému zkreslení dat. Na základě tohoto zjištění jsme proto využili ke statistickému vyhodnocování neparametrickou variantu testů pro data, která neprošla Shapiro-Wilkovým testem na ověření normality.

Abychom prokázali vliv zamčeného postavení kolenního kloubu, museli jsme porovnat data naměřené v první fázi – pasivní stoj s daty získané ve druhé fázi měření – aktivní stoj. V našem případě jsme použili parametrický párový t-test pro data s normálním rozložením a pro data s jiným typem rozložení jsme použili neparametrickou alternativu párového t-testu, Wilcoxonův znaménkový test.

V prvním sérii testování jsme zjišťovali, zda došlo ke statisticky významnému rozdílu u jednotlivých parametrů mezi první a druhou fází měření. Oboustranným testováním jsme vyvraceli případně potvrzovali nulovou hypotézu (H_0).

- H_0 : *Neexistuje statisticky významný rozdíl*
- H_1 : *Existuje statisticky významný rozdíl*

Jestliže nulová hypotéza byla potvrzena, aplikovali jsme levostrannou případně pravostrannou variantu příslušného testu, s cílem zjistit, zda došlo k zvýšení či snížení hodnoty určitého parametru u aktivního stoje vůči pasivnímu.

U statického měření jsme ověřovali, jestli se data výrazně liší od normálních standardních hodnot. Porovnávali jsme parametry popisující pozici pánve, vychýlení trupu a symetrii rozložení plantárních tlaků chodidel s konstantními hodnotami. Testovali jsme, zda došlo k významnému vychýlení od normální hodnoty. K tomu jsme použili jednovýběrový t-test. Opět jsme nejprve testovali data oboustrannou variantou t-testu a pokud byl prokázán statisticky významný rozdíl aplikovali jsme levostrannou případně pravostrannou variantu testu.

Výsledky měření třetí a čtvrté fáze nám poskytly vhodná data pro analýzu symetrie krokového. U vybraných parametrů jsme ověřili, zda mají normální rozložení dat, pomocí Shapiro-Wilkova testu. Následně jsme porovnávali jednotlivé hodnoty parametrů mezi dominantní a nedominantní dolní končetinou. Pro data s normálním rozložením jsme použili párový t-test, pro data s jiným rozložením jsme využili neparametrický párový Wilcoxonův znaménkový test. U parametrů, kde byl statisticky významný rozdíl jsme provedli jednostranné testování.

Parametry jsme testovali zvlášť pro krokový cyklus chůze a krokový cyklus běhu. U dynamického měření jsme neporovnávali jednotlivé fáze mezi sebou.

6. VÝSLEDKY

6.1 Pasivní a aktivní stoj

Abychom prokázali vliv hypermobility kolenních kloubů na tlakové a silové parametry chodidla, tak musíme porovnat výsledky měření pasivního a aktivního stoje. Při provedení pasivního stoje došlo automaticky u všech probandů k zamčenému postavení kolenních kloubů, zatímco u aktivního stoje byly kolena v přirozenější poloze.

Porovnávali jsme jedenáct naměřených parametrů a jeden parametr jsme dopočítali. Na základě výsledků párových testů jsme potvrdili nulovou hypotézu u jedenácti parametrů. To znamená, že jsme prokázali statisticky významný rozdíl pouze u jednoho parametru.

Na základě výsledků měření, můžeme konstatovat, že zamčené postavení kolenních nemá vliv na vychýlení trupu v sagitální a frontální rovině. Rovněž nebyl prokázán vliv na vychýlení, rotaci nebo torzi pánve. Nezaznamenali jsme statisticky významný rozdíl v zakřivení páteře. Poměr rozložení plantárního tlaku, plochy zatížení chodidla a síly mezi dominantní a nedominantní nohou, byl stejný u pasivního i aktivního stoje.

Jediným výrazně rozdíl jsme zaznamenali v rozložení plantárního tlaku chodidel v předozadní rovině. U pasivního stoje bylo průměrné rozložení plantárního tlaku mezi předonožím a zadonožím v poměru 41,8 % k 58,2 %. U aktivního stoje jsme zaznamenali větší zátěž na předonoží 54,8 % a snížení zátěže na zadní část chodidla 44,9 %. Důsledkem změny poměru zatížení bylo posunutí COP směrem k přední části chodidla. Změnilo se také rozložení tlaků mezi jednotlivými segmenty chodidla. Registrovali jsme větší zatížení především v oblastech prvního, druhého a třetího metatarsu na úkor snížení zátěže na patu. Průměrné hodnoty vyhodnocených parametrů vidíme v tabulce 1 a 2.

1 Výsledky statického měření DIERS formetric

Parametr	Pasivní stoj		Aktivní stoj	
	Průměr – μ	SO	Průměr – μ	SO
Sagittal Imbalance VP-DM [°]	1	0,7	1,417	1,676
Coronal Imbalance VP-DM [mm] L/R	7,167 R	9,948	6,667 R	9,168
Pelvic Obliquity [mm] L/R	2 R	2,517	2,333 R	2,425
Pelvic Torsion DL-DR [°] R/L	0,833 L	3,131	2 L	1,859
Pelvis Rotation [°]	0,417	2,019	0,75	1,859
Kyphotic Angle ICT-ITL [°]	50,5	10,283	52,667	9,985
Lordotic Angle ITL-ILS [°]	34,917	7,847	34	10,479

2 Výsledky statického měření DIERS pedoscan

Parametr	Pasivní stoj		Aktivní stoj	
	Průměr – μ	SO	Průměr – μ	SO
Pressure distribution DDK/NDK [%]	48,6/51,4	1,9/1,9	49,1/50,9	2,1/2,1
Pressure distribution A/P [%]	41,8/58,2	7,9/7,9	54,8/44,9	8,8/9,2
Surface [cm ²]	97,8/102,8	17,5/16,5	110,3/111,1	21,1/16,3
Strenght [N]	380,4/402,7	42/45,7	385,6/397,6	54,2/32,3
COP rotation [°]	4	2,4	2,75	2,38

Většina vybraných posturálních parametrů vyjadřuje odchylku od normality, proto jsme použili jednovýběrové testy k prokázání statisticky významných rozdílů mezi průměrem naměřených hodnot a referenční normální hodnotou.

Na základě výsledků statistické analýzy můžeme konstatovat, že vychýlení trupu v sagitální rovině a rotace pánve jsou u měřené skupiny zanedbatelné. Naopak hodnoty vychýlení ve frontální rovině poukazují na výrazný náklon trupu směrem doleva. S tím souvisí i výsledky náklonu pánve, která je sešikmená taky směrem doleva. Tyto parametry jsou shodné u aktivního i pasivního stoje.

Ve druhé fázi měření se u většiny probandů projevila protisměrné natočení – torze pánve směrem doprava, zatímco v první fázi byla pánev v neutrální poloze. Vytočení pánve není ovšem nijak výrazné, protože párový test nevyhodnotil rozdíl tohoto parametru mezi PS a AS jako statisticky významný.

Průměr naměřených hodnot úhlu bederní lordózy (PS-34,9°, AS-34°) spadá do intervalu normálních hodnot. Naopak hodnoty úhlu hrudní kyfózy (PS-50,5° a AS-52,76°) se výrazně pohybují nad horní hranicí (45°) intervalu normálních hodnot.

3 Porovnání výsledků s referenční hodnotou

Výsledky porovnání průměru parametru – μ s normální hodnotou – C			
Parametr	Normální hodnota – C	Výsledek	
		PS	AS
Sagittal Imbalance VP-DM [°]	0	C = μ	C = μ
Coronal Imbalance VP-DM [mm] L/R	0	C < μ	C < μ
Pelvic Obliquity [mm] L/R	0	C < μ	C < μ
Pelvic Torsion DL-DR [°] R/L	0	C = μ	C < μ
Pelvis Rotation [°]	0	C = μ	C = μ
Kyphotic Angle ICT-ITL (max) [°]	20°-45°	C < μ	C < μ
Lordotic Angle ITL-ILS (max) [°]	20°-40°	C = μ	C = μ

6.2 Krokový cyklus

Krokový cyklus jsme vyhodnotili z výsledků dynamického měření chůze i běhu. Zaměřili jsme se především na pravidelnost krokového cyklu. Jak už bylo zmíněno, hraním fotbalu vzniká specifická zátěž na tělo hráče, což se může projevit mimo jiné i dysbalancí krokového cyklu.

Vybrali jsme osm parametrů, u nichž jsme srovnávali hodnoty dominantní a nedominantní dolní končetiny. Tyto parametry jsme vyhodnocovali u krokového cyklu chůze i běhu. Měření třetí a čtvrté fáze nelze porovnávat mezi sebou, protože charakter krokového cyklu se mění v závislosti na rychlosti pohybu.

Výsledky naměřených parametrů vidíme v tabulce. Směrodatná odchylka je označena zkratkou SO. Hodnoty pro nedominantní a dominantní dolní končetinu jsou uvedeny ve sloupcích označených zkratkami NDK a DDK.

4 Výsledky dynamického měření

Parametr	Chůze				Běh			
	Průměr – μ		SO		Průměr – μ		SO	
	NDK	DDK	NDK	DDK	NDK	DDK	NDK	DDK
Stance Phase [%]	57,08	60,19	4,77	5,06	47,55	46,71	7,75	7,73
Load Response [%]	9,33	9,83	3	2,917	3	2,92	3	0
Single Support [%]	37,75	40,41	3,42	5,58	43,42	42,58	7,6	7,75
Pre-Swing [%]	10,33	10	4,37	4,16	1,1	1,1	0,28	0,28
Swing Phase [%]	42,92	39,83	4,68	5,1	52,33	53,25	7,64	7,77
Step Length [cm]	61,17	57,92	4,34	4,96	81,5	81,33	6,212	6,49
Step time [ms]	518,3	526,5	88,79	77,23	321	325,4	63,58	82,63
Foot Rotation [°]	7,58	9,08	4,27	2,84	7,33	11,17	4,11	2,85

Ve třetí fázi měření jsme zaznamenali čtyři parametry, u kterých je statisticky významný rozdíl mezi dominantní (DDK) a nedominantní dolní končetinou (NDK). U DDK jsme naměřili delší stojnou fázi a opěrnou dobu, zatímco u NDK byla delší švihová fáze a délka kroku.

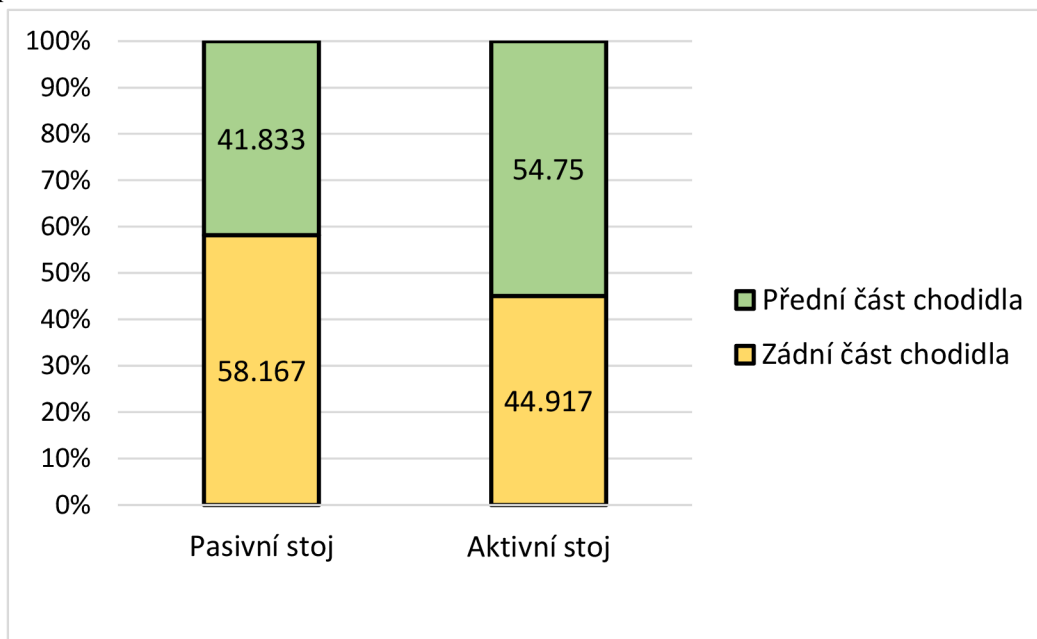
Krokový cyklus běhu byl více symetrický, u jednotlivých fází krokového cyklu jsme neregistrovali žádné významné rozdíly mezi NDK a DDK. Výrazný rozdíl pozorujeme u vnější rotace chodidla. Chodidlo DDK je vytočené o 3,83° více oproti NDK.

5 Výsledky statistické analýzy dynamického měření

Výsledky statické analýzy				
Parametr	Chůze		Běh	
	Výsledek testu	Rozdíl průměrů	Výsledek testu	Rozdíl průměrů
Stance Phase [%]	NDK < DDK	3,18	NDK = DDK	-
Single Support [%]	NDK < DDK	2,67	NDK = DDK	-
Swing Phase [%]	NDK > DDK	3,08	NDK = DDK	-
Step Length [cm]	NDK > DDK	3,25	NDK = DDK	-
Foot Rotation [°]	NDK = DDK	-	NDK < DDK	3,83

7. DISKUZE

Z porovnání výsledků statického měření je zřejmé, že zamčené postavení kolenních kloubů má vliv na tlakové a silové parametry chodidla. Ve všech případech vidíme posun COP směrem k přední části chodidla a změnu poměru v rozložení hmotnosti v předozadní rovině. Změnu rozložení chodidla vidíme na sloupcovém grafu číslo 7. Pozice aktivního stoje neměla vliv na zakřivení páteře, pozici pánve ani na vychýlení trupu.

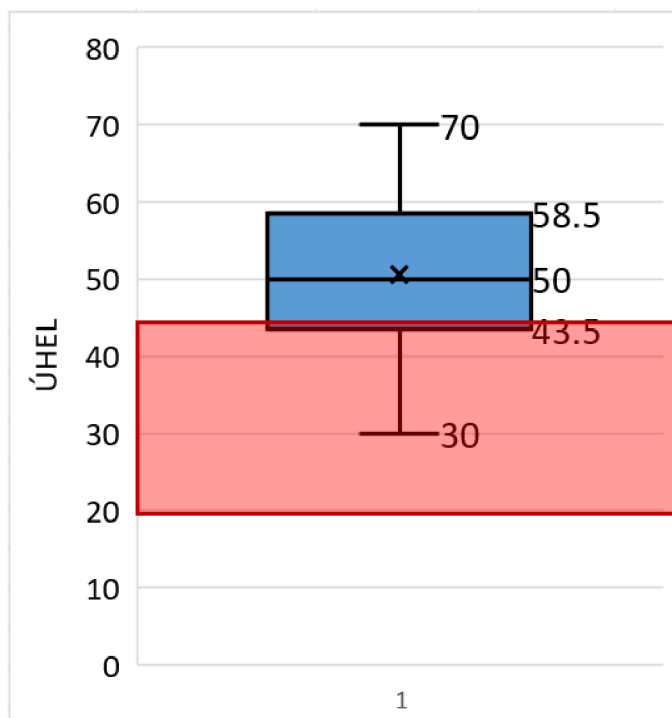


7 Poměr rozložení tlaku chodidel v předozadní rovině

Porovnání naměřených dat s referenčními hodnotami, ukázalo hned několik odchylek od normality. Zjistili jsme, že účastníci testované skupiny mají tendenci naklánět trup i pánev směrem k nedominantní dolní končetiny, tedy ve většině případů na levou stranu. Toto zjištění potvrzují výsledky první i druhé fáze měření.

Vzhledem k tomu, že testovanou skupinu tvořili dlouholetí hráči kopané, tak bychom mohli hledat spojitost mezi tímto jevem a vlivem dlouhodobé specifické fotbalové zátěže. Pokud má hráč míč na kopačkách přenáší váhu spíše na nedominantní dolní končetinu, dominantní noha udržuje střídavě kontakt s míčem a se zemí. To znamená, že se těžiště celého těla přibližuje více na stranu NDK. Typický náklon trupu můžeme pozorovat u hráče, když střílí nebo přihrává na delší vzdálenost.

Z výsledků statického měření vyplívá, že průměr hrudní kyfózy u měřené skupiny je nad horní hranicí intervalu standartních hodnot. Přesné výsledky jsou vyjádřeny box-plot grafem číslo 8. Do červené oblasti spadají standartní hodnoty úhlu hrudní kyfózy 20°-45°. Z grafu můžeme vyčíst, že přibližně 75 % probandů má hyperkyfotické zakřivení hrudní páteře.



8 Úhel hrudní kyfózy

Faktorů, které mohou být příčinou těchto nestandardních hodnot je samozřejmě víc. Například sedavý způsob života, ale jedním z dalších vlivných faktorů může být již zmíněná dlouhodobá fotbalová zátěž. Fotbalisté mají tendenci běhat v mírném předklonu, hlavně když kontrolují míč nebo když se chystají k odkopu tak musí sklonit hlavu a pohled směrem k zemi, respektive k míči. Takové návyky mohou přispívat k rozvoji hyperkyfózy hrudní páteře.

Výsledky studie, která hodnotila zakřivení páteře v sagitální rovině na základě rentgenových snímků, se neshodují s výsledky našeho měření. Podle studie mají fotbalisté méně výraznou hrudní kyfózu, ale úhel bederní lordózy je větší než u běžné populace. (WODECKI 2002) Výsledky našeho měření nevykazují zvýšenou bederní lordózu u fotbalistů.

Další studie, která vyšetřovala zakřivení páteře u 61 amatérských sportovců mužského pohlaví, se shoduje s výsledky našeho měření. Výzkum studie uvádí průměrnou hodnotu hrudní kyfózy 49,22° a průměr bederní lordózy 31,84°, což odpovídá výsledkům naší práce. (CEJUDO, 2021)

V krokovém cyklu chůze jsme detekovali několik asymetrií mezi NDK a DDK. Stojná fáze trvala déle u DDK, zatímco švihová fáze byla u DDK kratší v porovnání

s NDK. Tyto asymetrie mohou být způsobeny dlouhodobou fotbalovou zátěží. Dominantní noha, která je častěji používána pro kontrolu míče je obvykle lépe koordinována a stabilnější. Proto může hráč podvědomě spoléhat více na stojnou/opěrnou fázi u dominantní nohy.

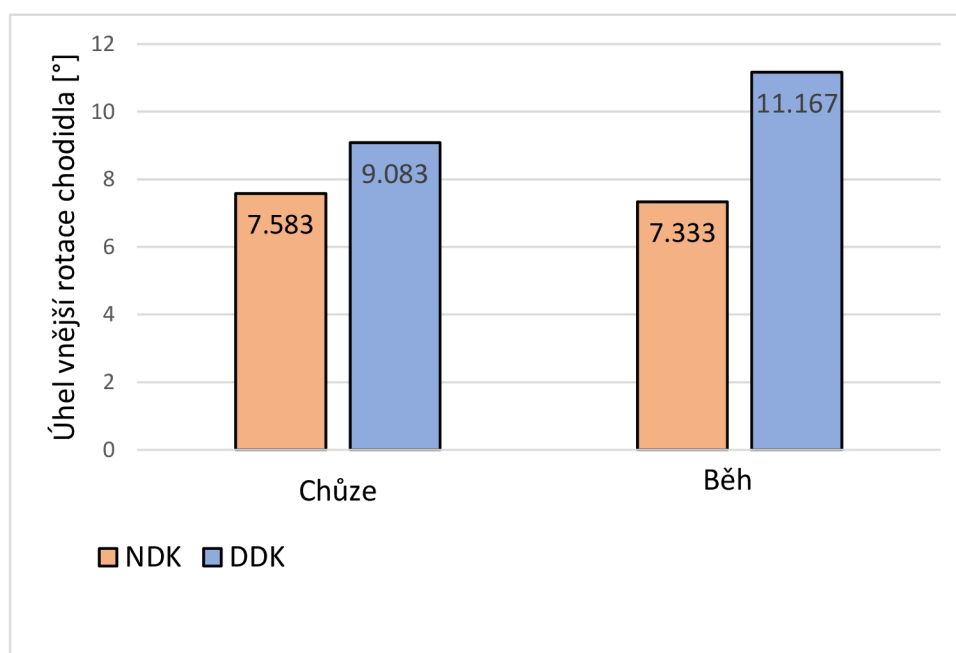
Aby hráči udrželi stabilitu a přesnost při jemné manipulaci s míčem, je důležité, aby švihová fáze DDK byla kratší. To umožňuje rychlý kontakt s míčem a lepší kontrolu pohybu.

Delší krok u NDK poskytuje hráčům více času na přípravu dalšího kroku nebo pohybu. To může být užitečné při změně směru v situaci kdy hráč vede míč nebo při srovnání kroku před odkopem míče dominantní nohou.

Výsledky našeho měření se neshodují se studií, která se zabírala analýza krokového cyklu chůze fotbalistů. Podle této studie trvá stojná a švihová fáze krokového cyklu rovnoměrně u NDK a DDK. Naopak zaznamenala delší krok u DDK oproti NDK, což je přesný opak našeho zjištění. (LEROY, 2021)

Krokový cyklus běhu byl souměrný ve všech měřených fází krokového cyklu. Příčinou je pravděpodobně vyšší rychlost pohybu. Rychlejší pohyb vyžaduje lepší koordinaci a vyšší svalovou kontrakci. Při zvýšené rychlosti došlo také ke zkrácení časových intervalů v jednotlivých fází krokového cyklu, a to mělo za důsledek menší časové odchylky.

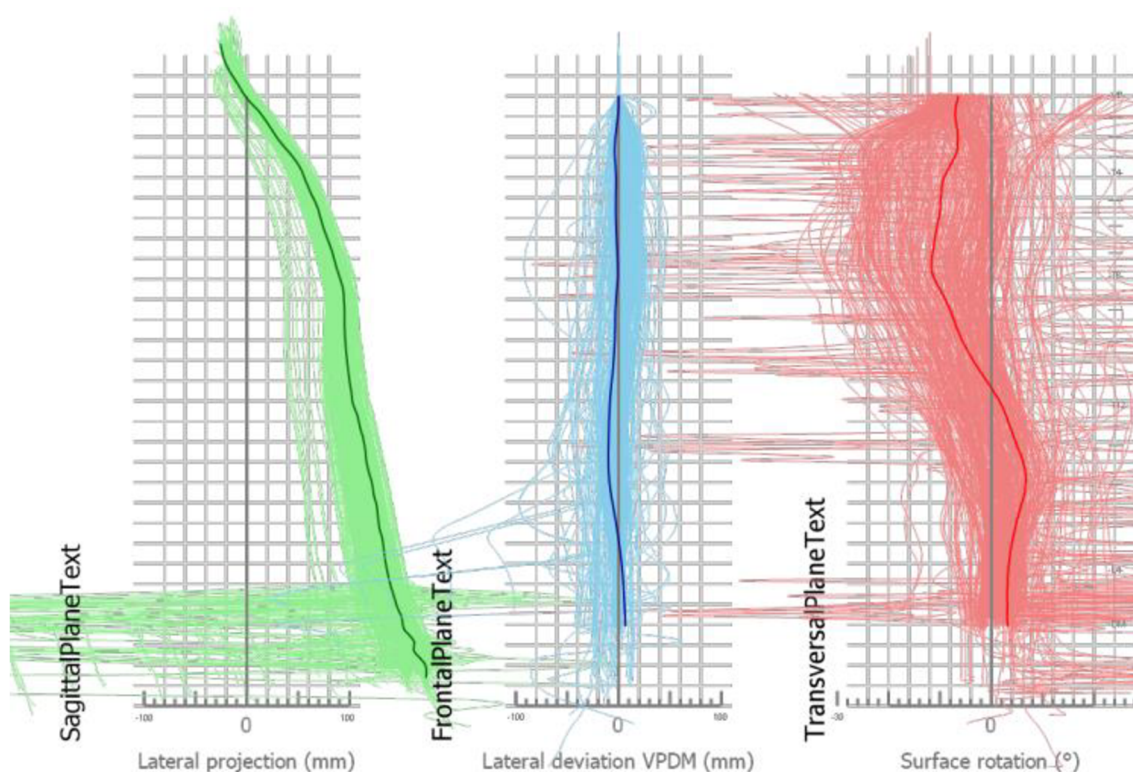
Už při chůzi jsme registrovali, že hráči mají více vytočenou DDK oproti NDK, ale statická analýza to vyhodnotila jako nevýznamný rozdíl. Ve čtvrté fázi měření se tento rozdíl projevil více a byl u krokového cyklu běhu vyhodnocen jako statisticky významný. Vnější rotace chodidla dominantní nohy souvisí pravděpodobně s technickými prvky fotbalu. Fotbalista praktikuje vytočení nohy při přebírání a vedení míče, nebo u některých typů kopu.



Přístroj DIERS formetric nebyl schopen souvisle detekovat referenční body na zádech probanda po celou dobu snímání dynamického pohybu. To byl nejspíš hlavní důvod chybovosti. Ukázka parametrů s extrémními výchylkami vidíme na obrázku číslo 10. Na obrázku vidíme záznam pohybu páteře ze čtvrté fáze měření. Křivky reprezentující pohyb páteře v sagitální, frontální a transverzální rovině, výrazně přesahují rozmezí běžných hodnot.

Četnost výskytu chybných hodnot byla menší ve třetí fázi měření, při běhu došlo u všech probandů k vyššímu výskytu extrémních hodnot. Chybovost tedy přímo souvisí s rychlostí pohybu probanda během snímání.

Hodnoty těchto parametrů nijak neovlivnily analýzu krokového cyklu, takže dynamické měření bylo z větší části validní.



10 Záznam chybných výsledků dynamického měření

DIERS pedoscan dokáže měřit tlakové a silové zatížení jednotlivých segmentů chodidla. Hodnoty těchto parametrů prezentuje ve výsledném protokolu prostřednictvím heat mapy chodidel a grafů ze kterých, však nejde vyčíst přesná hodnota. Toto zobrazení výsledků je vhodné pro individuální hodnocení jedince. Interpretace výsledků silových a tlakových parametrů u dynamického měření závisí na subjektivním pohledu hodnotitele. Pro statistickou analýzu početnější výzkumné skupiny jsou potřeba přesná numerická data.

Proces měření proběhl ve všech případech bez jakýkoliv komplikací. I přes bezproblémový průběh nemusí výsledky odpovídat reálným hodnotám. Všichni účastníci měření se poprvé setkali s tím, že museli vědomě zaujmout aktivní stoj s odemčeným postavením kolenních kloubů. Instruktaž zaujetí pozice AP proběhla u všech probandů důkladně, i přes to však mohlo dojít k mírným odchylkám v provedení této pozice, což mohlo ovlivnit výsledky měření.

Testované osoby nejsou zvyklé běžně chodit nebo běhat na bosu. Skupina probandů měla jen malou zkušenost s pohybem na běžeckém páse, proto nebyl jejich pohyb zcela přirozený. Laboratorní podmínky neodpovídali prostředí, kde se běžně hraje fotbal, a to se nejspíše projevilo na výsledcích měření.

Do výsledků se také mohl promítnout zdravotní stav hráčů. Několik fotbalistů prodělalo v minulosti vážné zranění dolní končetiny, ale nikdo z nich neměl výrazně odlišné výsledky od zbytku testované skupiny. Nevypozorovali jsme přímou spojitost mezi prodělaným poraněním a jeho vlivem na výsledky.

Na základě údajů získaných dotazníkovým šetřením můžeme konstatovat, že nikdo z testovaných neprovozoval jiný jednostranně zaměřený sport kromě fotbalu v takové intenzitě a dlouhodobém horizontu, aby se podepsal na výsledcích měření.

8. ZÁVĚR

Na základě výsledků měření můžeme potvrdit, že postavení kolenních kloubů u statického stoje má vliv na tlakové parametry chodidla. Změnu jsme pozorovali v distribuci plantárního tlaku v předozadní rovině. Nemůžeme však potvrdit, zda má odemčené postavení kolenních kloubů vliv na zakřivení páteře a pozici pánve.

U testované skupiny fotbalistů jsme identifikovali několik atypických hodnot, které mohou být potencionálně zapříčiněny dlouhodobou specifickou fotbalovou zátěží. U testované skupiny jsme detekovali náklon trupu a pánve směrem k nedominantní dolní končetině.

V krokovém cyklu chůze byly prokazatelné asymetrie v jednotlivých fázích mezi DDK a NDK. Krokový cyklus běhu byl dle statické analýzy symetrický, ale projevil se zde nesouměrné vytočení chodidel. Chodidlo dominantní nohy bylo vytočené více směrem od těla než u nedominantní nohy.

Abychom s jistotou prokázali následky fotbalové zátěže, bylo by nutné sledovat vývoj výsledků měření v dlouhodobém časovém horizontu. K dosažení validnějších výsledků bychom museli rozšířit testovanou skupinu fotbalistů, kteří by byly podobné výkonnosti a měli za sebou stejnou intenzitu tréninkového a herního vytížení.

Zvolená metoda měření byla vhodná pro řešení této problematiky, ale ne všechny parametry se daly kvantifikovat. Proces měření byl poměrně snadný, rychlý a bez nečekaných potíží. Z výsledků dynamické měření vyšlo najevo, že přístroj DIERS nemusí být úplně spolehlivý při vyhodnocení posturální parametrů při provedení rychlejšího pohybu jakým je běh. Parametry popisující laterální vychýlení páteře a rotaci trupu vykazovaly hodnoty, které neodpovídaly realitě.

Silové a tlakové parametry jsou reprezentovány grafickým zobrazením ze kterého lze vyčíst pouze přibližnou hodnotu. Tato interpretace výsledků se hodí k subjektivnímu hodnocení jedince, ale v případě výzkumu s účastí více testovaných osob není vhodná.

LITERATURA

- [1] VÉLE, František. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- [2] VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita (I. část): Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, vol. 9, no. 4, pp. 115-121. ISSN 12112658
- [3] WHITTLE, Michael. *Gait analysis: an introduction*. 4. Edinburg: Butterworth Heinemann/Elsevier, 2007. ISBN 0-7506-8883-1.
- [4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
- [5] PULEO, Joe a MILROY, Patrick. *Běhání - anatomie*. Brno: CPress, 2014. ISBN 978-80-264-0358-6. (PULEO
- [6] VALDERRABANO, Víctor, Alexej BARG, Jochen PAUL, Geert PAGENSTERT a Martin WIEWIORSKI. Foot and Ankle Injuries in Professional Soccer Players: Conservative Management of Achilles Tendinopathy. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports Orthopaedics and Traumatology* [online]. 2014, 30(2), 98-105 [cit. 2024-01-04]. ISSN 0949328X. Dostupné z: doi:10.1016/j.orthtr.2014.04.002
- [7] ISIN, A. a T. MELEKOĞLU. Genu varum and football participation: Does football participation affect lower extremity alignment in adolescents? *The Knee*. 2020, (27).
- [8] Kennedy MJ, Lamontagne M, Beulé PE. Femoroacetabular impingement alters hip and pelvic biomechanics during gait Walking biomechanics of FAI. *Gait Posture*. 2009 Jul;30(1):41-4. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.02.008. PMID: 19307121
- [9] MENGE, Travis J a Nathan W TRUEX. Femoroacetabular impingement: a common cause of hip pain. *The Physician and Sportsmedicine* [online]. 2018, 2018-04-03, 46(2), 139-144 [cit. 2024-01-04]. ISSN 0091-3847. Dostupné z: doi:10.1080/00913847.2018.1436844

- [10] BROOKS, Werner C. a Richard H. GROSS. Genu Varum in Children: Diagnosis and Treatment. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. 1995, 3(6), 326-335 [cit. 2024-01-04]. ISSN 1067-151X. Dostupné z: doi:10.5435/00124635-199511000-00003
- [11] SILBERNAGEL, Karin Grävare, Shawn HANLON a Andrew SPRAGUE. Current Clinical Concepts: Conservative Management of Achilles Tendinopathy. *Journal of Athletic Training* [online]. 2020, 2020-05-01, 55(5), 438-447 [cit. 2024-01-04]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-356-19
- [12] HÜBNER, J.. Diers formetric III 4D: Accessories by Diers famus. Manual, 3.vyd s. 69, Schlangenbad, Deutschland: Diers biomedical solutions 2010
- [13] DIERS International GmbH. DIERS pedoscan [online]. 2018, datum poslední revize 27.10.2020. [cit. 2020-12-29] Dostupné z: <https://diers.eu/en/products/foot-analysis/diers-pedoscan/>
- [14] DIERS International GmbH. DIERS formetric 4D [online]. 2018, datum poslední revize 27.10.2020. [cit. 2020-12-29] Dostupné z: <https://diers.eu/en/products/spine-posture-analysis/diers-formetric-4d/>
- [15] *Páteř*. Online. In: adaptic.cz. 2021. Dostupné z: <https://www.adaptic.cz/pictures/clanky/Pater.png>. [cit. 2024-01-05].
- [16] *Phases-of-the-normal-gait-cycle*. Online. In: PIRKER, Walter. Researchgate.net. 2016. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/publication/309362425/figure/fig3/AS:419987002019863@1477144112972/Phases-of-the-normal-gait-cycle.png>. [cit. 2024-01-05].
- [17] *Passing ball*. Online. In: Tssfc.ca. 2019. Dostupné z: https://static.wixstatic.com/media/d74df6_9714f2f6432e47a38d2b6ff5b6771833~mv2.jpg/v1/fill/w_839,h_600,al_c,lg_1,q_85,enc_auto/d74df6_9714f2f6432e47a38d2b6ff5b6771833~mv2.jpg. [cit. 2024-01-05].
- [18] *InShot*. Online. In: OPEYEMI, Odenusi. Sportyznews.com.ng. 2022. Dostupné z: https://blogger.googleusercontent.com/img/b/R29vZ2xl/AVvXsEhVbnqHLVooXVq32x9QQYNH_LaB1wvzw4fUQn8Z4hxqdcW6N-fG2tTYe-7dpqgOQC61mqxRkHZgQA4t4SwcL6OhxQ4FklU_dA00a8G_gZQGq5a41Rkj59_uhDkva0EH2mXs9Vui5flQ5zRiDu7xNwgKS-1lb2VmCSNvySHfMAho_yCpEtZRFc6zn6SypQ/s2134-rw. [cit. 2024-01-05].

- [19] Wodecki P, Guigui P, Hanotel MC, Cardinne L, Deburge A. [Sagittal alignment of the spine: comparison between soccer players and subjects without sports activities]. Online. *Revue de Chirurgie Orthopedique*. Roč. 2002 PMID: 12124531. Dostupné z: <https://europepmc.org/article/med/12124531>. [cit. 2024-05-24].
- [20] LEROY, D.; POLIN, D.; TOURNY-CHOLLET, C. a WEBER, J. Spatial and Temporal Gait Variable Differences between Basketball, Swimming and Soccer Players. Online. *International Journal of Sports Medicine*. Roč. 21, č. 3, s. 158-162. ISSN 01724622. Dostupné z: <https://doi.org/10.1055/s-2000-9467>. [cit. 2024-05-24].
- [21] CEJUDO, Antonio; CENTENERA-CENTENERA, Josep María a SANTONJA-MEDINA, Fernando. Sagittal Integral Morphotype of Competitive Amateur Athletes and Its Potential Relation with Recurrent Low Back Pain. Online. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021, roč. 18, č. 16. ISSN 1660-4601. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/ijerph18168262>. [cit. 2024-05-24].

Příloha A - Dotazník

Doplňující informace k posturografickému vyšetření

1. Jméno a příjmení:
2. Kontaktní email:
3. Datum narození
4. Výška [cm]:
5. Váha [kg]:
6. Dominantní dolní končetina (levá/pravá):
7. V současnosti jsem (aktivní/bývalí) hráč fotbalu.
8. Počet aktivních let fotbalové kariéry a případně rok ukončení hraní fotbalu. (např: 6 let - 2022)
9. Průměrný počet tréninků za týden během aktivní fotbalové kariéry.
10. Prodělali jste v minulosti vážnější zranění dolní končetiny (např: zlomenina, přetrhané vazy...)? Uveďte druh poranění a přibližnou délku rekonvalescence.
11. Máte trvalé následky zranění? Popište, jak se tyto následky projevují
12. Provozujete nebo provozoval jste i jiné sporty? Uveďte druh sportu, období, kdy jste se věnoval sportu a v průměru kolikrát do týdne jste sport provozoval.

Děkuji za vyplnění dotazníku.

V případě jakýkoliv nejasností pište na email 226388@vutbr.cz

Autor: Vojtěch Hanák