

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2012

Bc. Jan Hirsch

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

ANALÝZA ROZLOŽENÍ TLAKŮ NA CHODIDLE PŘI CHŮZI
U FOTBALISTŮ

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Jan Hirsch

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Olomouc 2012

Jméno a příjmení autora: Bc. Jan Hirsch

Název diplomové práce: Analýza rozložení tlaků na chodidlo při chůzi u fotbalistů

Pracoviště: Katedra přírodních věd v kinantropologii

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2012

Abstrakt: Diplomová práce popisuje možnosti analýzy rozložení tlaků na chodidlo pomocí přístroje Footscan (RSScan International, Olen, Belgie). Tento přístroj měří rozložení tlaků při kontaktu chodidla s podložkou během stoje i chůze. Měření se zúčastnili fotbalisté SK Sigma Olomouc (hráči do 19 let, věk $17,7 \pm 0,5$ let, hmotnost 72 ± 5 kg). Měření probíhala v různých fázích soutěžního období. Do kontrolní skupiny bylo vybráno 10 studentů Fakulty tělesné kultury (věk $23,5 \pm 1,6$ let, hmotnost $74,8 \pm 4,6$ kg). Pomocí programu Footscan gait jsme analyzovali vybrané časové a tlakové parametry v jednotlivých částech chodidla. Výsledky ukázaly změny v tlakových i časových parametrech mezi fotbalisty a kontrolní skupinou. Tlakový impulz byl u fotbalistů vyšší v oblasti paty, středonoží, 3-5. metatarsu. U kontrolní skupiny byl zase vyšší maximální tlak v oblasti paty, středonoží a prstců. Vyšší hodnoty doby zatížení vzhledem k trvání stojné fáze byly u fotbalistů naměřeny ve všech oblastech nohy kromě prstců. Tlakové a časové parametry se při srovnání hodnot v různých fázích sezóny u fotbalistů také lišily. Tlakový impulz se zvýšil po sezóně v oblastech středonoží a 3-5. metatarsu. Maximální tlak byl vyšší po sezóně v oblasti středonoží a 4-5. metatarsu. Nižší hodnoty doby zatížení vzhledem k trvání stojné fáze byly zaznamenány u všech oblastí na začátku sezóny oproti ostatním fázím sezóny.

Klíčová slova: noha, analýza chůze, dynamická plantografie, krokový cyklus

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Jan Hirsch

The title of the thesis: Analysis of plantar pressures distribution during gait at football players

Department: Department of Natural Science in Kinanthropology

Supervisor: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

The year of presentation: 2012

Abstract: The master's thesis describes the options for analyzing plantar pressures distribution using the Footscan device (RSScan International, Olen, Belgium). This device measures pressure distribution upon contact of the foot with the floor during standing and also walking. SK Sigma Olomouc footballers (players up to age 19; age 17.7 ± 0.5 years; weight 72 ± 5 kg) participated in the measurements. The measurements were carried out during various phases of the contest period. Ten students of the Faculty of Physical Culture (age 23.5 ± 1.6 years; weight 74.8 ± 4.6 kg) were selected as the control group. Using the Footscan Gait program, we analyzed selected temporal and pressure parameters in individual parts of the foot. The results showed changes in the pressure and temporal parameters between the footballers and the control group. In case of the footballers, the pressure impulse was higher in the heel area, in the midfoot area, and in the area of the 3rd to 5th metatarsal bone. In case of the control group, maximum pressure was higher again in the heel area, in the midfoot area, and in the toe area. As for the footballers, higher contact time values in relation to the duration of the stance phase were obtained in all areas of the foot except the toes. The footballers' pressure and temporal parameters differed as well when the values obtained in various phases of the season were compared. After the season, the pressure impulse increased in the midfoot area and in the area of the 3rd to 5th metatarsal bone and maximum pressure was higher in the midfoot area and in the area of the 4th to 5th metatarsal bone. Lower contact time values in relation to the duration of the stance phase were recorded in all the areas in the beginning of the season compared to the other phases of the season.

Key words: foot, gait analysis, dynamic pedobarographic, gait cycle

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

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D. a uvedl všechny použité literární a odborné zdroje v referenčním seznamu.

V Olomouci dne 22. června 2012

.....

Poděkování

Děkuji Mgr. Zdeňku Svobodovi, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování této diplomové práce a Katedře přírodních věd za poskytnutí technického zázemí při zpracování této diplomové práce.

Obsah

1	Úvod	9
2	Syntéza poznatků.....	10
2.1	Terminologie	10
2.1.1	Antropometrická typologie nohy	10
2.1.2	Funkční typy nohy	11
2.1.3	Nejčastější vady a deformity nohou	12
2.1.4	Nejčastější statické deformity.....	12
2.1.5	Ontogeneze nohy	13
2.1.6	Ontogeneze chůze.....	14
2.2	Problematika zranění ve fotbale.....	15
2.2.1	Nejčastější příčiny zranění.....	15
2.2.2	Nejčastější lokalizace poranění	16
2.2.3	Frekvence poranění dle diagnóz	16
2.2.4	Studie monitorující výskyt a příčiny zranění.....	16
2.2.5	Zranění jako následek přetížení	17
2.3	Funkční vztah mezi ploskami nohou a vyššími etážemi.....	18
2.3.1	Příklad funkčního vztahu.....	18
2.3.2	Role chodidla.....	19
2.3.3	Možnosti vyšetření dle Lewita a Lepšíkové	19
2.3.4	Vyšetření pomocí FDM desky.....	20
2.3.5	Vliv funkčních změn v chodidle na řetězení dalších poruch.....	20
2.4	Krokový cyklus	21
2.4.1	Dělení krokové cyklu dle fází.....	21
2.4.2	Mechanismus krokového cyklu.....	22
2.4.3	Přenos zatížení v průběhu stojné fáze.....	24

2.4.4	Centre of Pressure	24
2.5	Možnosti přístrojové analýzy chůze	26
2.5.1	Dynamická plantografie	26
2.5.2	Technické parametry	27
2.5.3	Využití tlakových plošin ve výzkumu a klinice	30
2.5.4	Využití tlakových plošin ve sportu	32
3	CÍLE A HYPOTÉZY	34
3.1	Dílčí cíle.....	34
3.2	Hypotézy	34
4	METODIKA.....	35
4.1	Charakteristika měřeného souboru.....	35
4.2	Metoda	35
4.3	Průběh měření	35
4.4	Programové zpracování dat.....	35
4.5	Statistické zpracování výsledků	36
5	VÝSLEDKY	38
5.1	Výsledky k parametru % Contact	38
5.2	Výsledky k parametru Impulse	40
5.3	Výsledky k parametru MaxP	41
5.4	Výsledky k parametru TimeMaxP	43
6	Diskuze.....	44
6.1	Srovnání tlakových a časových parametrů mezi fotbalisty a kontrolní skupinou:	44
6.2	Srovnání tlakových a časových parametrů u fotbalistů během sezóny.....	45
7	Závěr.....	48
8	Souhrn	49
9	Summary	50

10	Referenční seznam.....	51
11	Přílohy	55

1 Úvod

Noha jako anatomický termín označuje část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu. Liniemi Chopartova a Lisfrancova kloubu je noha rozdělena na tři funkční oddíly. Zánoží tvořené kostí hlezenní a kostí patní, středonoží tvořené kostí krychlovou, loďkovitou a třemi kostmi klínovými a předonoží tvořené kostmi nártními a články prstů (Vařeka & Vařeková, 2003). Chůze je základní lokomoční stereotyp vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech charakteristických pro každého jedince. Aspekce chůze je nejjednodušší forma kvalitativní analýzy chůze. Základním předpokladem správného vyšetření je znalost fází chůzového cyklu a kineziologie pohybů segmentů těla v jednotlivých fázích chůze. V současné době můžeme chůzi vyšetřovat také v laboratorních podmínkách (Kolář, 2010). V této práci se zaměřujeme na oblast dynamické plantografie a možnostmi analýzy rozložení tlaku na chodidlo při chůzi u fotbalistů.

Pro posturální funkci a následnou lokomoci je jedním z rozhodujících kritérií správná funkce nohy (Toppischová & Šnoplová, 2008). Noha je prvním zdrojem informace pro posturální stabilizaci a lokomoci. Díky tomu se změněné postavení nohy (úraz, porucha ontogenetického vývoje) fixuje i ve vyšších etážích (koleno, kyčel, pánev, páteř) a fixují se i změněné pohybové stereotypy v CNS (Lewit, 2003). Člověk využívá bipední lokomoci, která je ovšem méně výkonná a stabilní oproti kvadrupedální. Aby se zachoval vzpřímený postoj, musí se těžiště nacházet nad opěrnou bází (Gage, 1991). Chůze po dvou končetinách a vzpřímení postavy se výrazně odrazily na stavbě lidské kostry s mnoha i negativními důsledky. Postavením se na dvě nohy se posunulo těžiště nahoru a zmenšila se opěrná plocha asi na 100 cm² (Toppischová & Šnoplová, 2008).

Pokud chceme změnit polohu, která je udržována posturálním systémem, aktivuje se systém lokomoční. Ten nejprve ztlumí posturální funkci a následně provede pohyb, který je opět zakončen převahou posturálního systému. Ten poté udržuje výslednou polohu. Lokomoční systém aktivuje lokomoční svaly, ale zároveň inhibuje svaly zajišťující posturální funkci. Touto souhrou je zajištěna dobrá koordinace při změně polohy. Avšak během pohybu není posturální funkce zcela utlumena a její mírná brzdící aktivita má stabilizační funkci spuštěného pohybu (Véle, 1997).

2 Syntéza poznatků

2.1 Terminologie

Flexe a extenze jsou obecně popisovány jako pohyby v sagitální rovině. V oblasti nohy je jejich používání nejednotné. Zatímco někteří autoři označují pohyb, kdy se dorzum nohy pohybuje dopředu a vzhůru k bérce jako extenzi, jiní jej označují jako flexi, protože dochází ke zkrácení délky celé dolní končetiny. Pro jasnější charakteristiku bývají používány termíny dorzální a plantární flexe (Vařeka & Vařeková, 2003). Největší problémy přinášejí rozdíly v používání pojmů supinace a pronace, inverze a everze. Čihák (2006), Kapandji (1987) považují supinaci a pronaci za jednoduché pohyby ve frontální rovině kolem dlouhé osy nohy. Při supinaci se ploska stáčí dovnitř, při pronaci zevně. Inverzi a everzi berou jako komplexní pohyby. Inverze je podle nich popisována jako supinace, plantární flexe a addukce, everze naopak zahrnuje pronaci, dorzální flexi a abdukci. Řada jiných autorů Maggee (1992), Valmassy (1995) však tyto pojmy používá opačně. Z pohledu kineziologie je velmi důležité, že pohyby v kloubech nohy probíhají často v uzavřeném řetězci, ve kterém není možné provádět pohyby pouze v jednom kloubu. Příkladem tak může být zatížená noha v opěrné fázi krokového cyklu. Proto je vždy nutné si uvědomit, zda se jedná o otevřený či uzavřený řetězec (Vařeka & Vařeková, 2003). Pojmy inverze a everze jsou v literatuře McDonald (1999) obvykle používány pro pohyby nezatížené nohy jako celku v souvislosti s otevřeným řetězcem. Pojmy supinace a pronace jsou používány pro pohyby zatížené nohy jako celku v rámci uzavřeného řetězce.

2.1.1 Antropometrická typologie nohy

Nejznámější používané dělení je plochá, normální a vysoce klenutá noha. Plochohonoží je velmi obecný pojem. Z tohoto důvodu jsou používány různé stupně při hodnocení plantogramů či zpřesňující adjektiva (např. pes planovalgus, spastická plochá noha, talipes calcaneovalgus). Klinické obtíže často provází nález u příčně ploché nohy především otlaky pod hlavičkou II. a III. metatarsu. Příčně plochá noha se vyskytuje u noh s vysokou podélnou klenbou (např. u pes cavus). Existuje i další dělení. Klementa (1987) rozlišuje Polynéskou nohu, Egyptskou nohu a Řeckou nohu. Polynéská noha, která má obdélníkový tvar, v Evropě se vyskytuje zhruba u 9 % populace a první tři prsty jsou stejně dlouhé. Egyptská noha se vyskytuje u většiny evropské populace. Nejdelší je palec a ostatní prsty se postupně zkracují. Tento typ má sklon ke vzniku hallux vaglus a hallux rigidus. Řecká noha (pes anticus,

Mortonova noha), kdy nejdelší je druhý prst, dále palec a třetí prst, které jsou zhruba stejně dlouhé. Mezi druhým a třetím prstem se někdy vyskytuje výrazná meziprstní řasa a může docházet k částečné syndaktylii. U evropské populace se jedná o druhý nejčastější typ.

Travellová (1992) navíc upozorňuje, že je důležité pátrat po nejvíce prominujícím metatarsu, který se nemusí shodovat se stanovením podle prominence prstů. Je to způsobeno různým stupněm extenze v metakarpofalangeálních a flexe v interfalangeálních kloubech a také různou délkou článků prstů.

2.1.2 Funkční typy nohy

Funkční typologie nohy je postavena na klinickém hodnocení postavení předonoží vzhledem k zánoží a zánoží vzhledem k vertikále (ose dolní 1/3 bérce) a srovnání nálezů při odlehčení a při zatížení. Různé funkční typy nohou mohou mít podobný klinický nález. Proto je mimořádně důležité rozlišovat mezi nálezem při odlehčení vyšetřované nohy a při jejím zatížení. Jako příklad uvádíme varózní zánoží a varózní předonoží jak ho popisují Vařeka a Vařeková (2005).

Varózní zánoží

Varózní zánoží je nejčastější odchylka od normálního postavení nohy. Většinou zřejmě vzniká jako vývojová porucha při nedostatečné intrauterinní derotaci kalkaneu (společně s klínovitým talem) a nedostatečným přechodem tibie z infantilní 15° varozity do 5° valgozity. Jde tedy o kostní deformitu. Kompenzace se odehrává především na úrovni subtalárního kloubu, jehož výrazná pronace/everze má za cíl dostat zánoží do vertikálního postavení a předonoží do plného kontaktu s podložkou. Zároveň s pronací/everzí subtalárního kloubu dojde k plantární flexi talu s addukcí (v transversální rovině), která ovlivní postavení v proximálních kloubech dolní končetiny. Nekompenzovaná varozita zánoží obvykle nevzniká v důsledku poruchy vývoje tak jak je popsáno výše, ale jako výsledek pooperační či posttraumatické kostní fúze (Vařeka & Vařeková, 2005).

Varózní předonoží

Varózní předonoží je strukturální vada, jejíž příčinou je pravděpodobně nedostatečná pronace krčku talu během intrauterinního vývoje nebo kostěné abnormality mediotarzálního kloubu. Pokud je subtalární kloub držen pasivně v neutrální poloze a mediotarzální kloub uzamčen (plantárním tlakem na V. metatarz), nachází se předonoží v inverzi/supinaci

vzhledem k zánoží. Při zatížení je kompenzace zajištěna everzí/pronací kalkaneu v subtalárním kloubu a plantární flexí talu s jeho addukcí (v transverzální rovině). Nekompenzovaná varozita předonoží přetěžuje v druhé polovině stojné fáze laterální okraj pod hlavičkou pátého metatarzu a při odrazu mediální okraj pod prvním interfalangeálním kloubem. To je zřejmé i z otlaků na plosce a nadměrným opotřebováním podrážky v uvedených lokalitách (Vařeka & Vařeková, 2005).

2.1.3 Nejčastější vady a deformity nohou

Mezi vrozené vývojové vady hlezna a nohy patří pes equinovarus congenitus, pes calcaneovalgus, talus verticalis, metatarsus varus, hallux varus congenitus a další. Mezi nejčastěji se vyskytující statické deformity řadíme plochou nohu, hallux valgus, hallux rigidus a bolestivé stavy v oblasti nohy nazývané metatarzalgie (Kolář, 2010). Dungl (1989) definuje statické deformity předonoží jako deformity, které vznikají v průběhu života změnou odolnosti nohy k zatížení v souvislosti s nošením obuvi.

2.1.4 Nejčastější statické deformity

Plochá noha

Plochá noha je široký pojem, který popisuje snížení podélné klenby nohy s valgozitou patní kosti. Plochá noha (pes planovalgus) je popisný termín označující výrazné snížení, případně vymizení podélné klenby nožní (Dungl, 1989).

Klasifikace plochonoží se dělí na vrozeně plochou nohu a získanou plochou nohu. U dětí je nejčastěji asymptomatická, potíže se objevují až u adolescentů. Jedná se o únavu nohou, bolesti na vnitřní straně nohy, které se šíří na přední stranu bérce a také zkrácení Achillovy šlachy často jednostranné. U dospělých jde o statickou deformitu nohy, která vzniká na základě dlouhodobého přetěžování, nošením nevhodné obuvi nebo vlivem hormonálních změn v organismu např. v době gravidity nebo v klimakteriu. Může se vyvinout z dětské ploché nohy nebo na noze původně nedeformované. Bolest je v oblasti hlezna a subtalárního skloubení, s maximem pod zevním kotníkem, bolest propaguje na přední stranu bérce. Objevuje se valgozita paty a zevní hrana paty ztrácí kontakt s podložkou. Součástí nálezů mohou být otoky a varixy. Při aspekčním vyšetření chybí odvíjení chodidla od podložky, došlap je tvrdý, noha ztrácí funkci tlumiče. Plochonoží je jedním z faktorů vzniku úponových bolestí v oblasti kotníku a nohy (Kolář, 2010).

Hallux valgus

Hallux valgus patří mezi nejčastější deformitu předonoží. Vyznačuje se valgózním postavením, nacházíme zde zvýšenou varozitu I. metatarzu spojenou s mediální prominencí jeho hlavice a celý palec je rotován nehtovou ploténkou mediálně. Palec může být vychýlen distálním článkem – hallux valgus interphalangeus, častěji je však vychýlení v metatarzofalangeálním kloubu palce. Další součástí této vady je laterální dislokace šlachy m. flexor hallucis brevis a sesamských kůstek, vnitřní rotace palce, dále sesun šlachy m. abductor hallucis plantárně a napnutí šlach m. extensor a m. flexor hallucis longus. Terminologicky výstižnější je označení hallux abductovalgus, v praxi se však užívá zjednodušeně pojmu hallux valgus (Dungl, 2005).

Hallux rigidus

Ztuhlý palec tvoří zvláštní jednotku, kdy dochází vlivem arthritidy nebo artrózy k postupnému omezování pohybu v metatarzofalangeálním kloubu zejména do dorzální flexe. Zhoršující se bolestivost při chůzi na boso nebo s měkkou podrážkou lze zlepšit např. nošením vložek s kovovou výztuhou (Matějovský, 2002).

Metatarzalgie

Bolestivé afekce přední části nohy distálně od Lisfrankova kloubu mají různé příčiny. Jejich vznik většinou souvisí s přetížením některé části předonoží. Spojnice mezi II. a V. metatarzofalangeálním kloubem tvoří šikmou osu předonoží, která je maximálně zatížena po zvednutí paty. Příčná osa je naopak maximálně zatížena před odrazem nohy z podložky. Dochází tím k plynulému přenosu zatížení ze zevní strany chodidla na vnitřní, s největším zatěžováním na hlavici II. a III. metatarzu (Přidalová, Riegerová, Ulbrichová, 2006).

2.1.5 Ontogeneze nohy

Prenatální vývoj

Základy končetin vznikají u embrya jako malé pupeny somatopleury ve čtvrtém týdnu, kdy temenokostrční délka je 3 – 6 mm. Párový základ dolní končetiny se vytváří o 5 – 7 dní později než na končetině horní. Pupeny mají semilunární tvar, jsou z tenké vrstvy mezodermy překryté epidermis a rostou asymetricky ve třech rovinách. Růst je markantnější do délky než do šířky, tedy kolem proximodistální osy a také vývoj končetiny má

proximodistální posloupnost (dříve se vyvíjí stehno než bérce). Chodidlo je rozeznatelné ve čtyřech a půl týdnech (Dungl, 1989). Vývoj postavení dolní končetiny bývá zřetelný kolem 4. týdne gravidity. Vzájemné poměry kostí podobných jako u dospělých nacházíme u embrya asi v 8. týdnu. Klouby nohy jsou založeny kolem 4. týdne a v 2. polovině gravidity se primitivní klouby přeměňují v definitivní (Vařeka & Vařeková, 2009).

Postnatální vývoj

Dítě se rodí s genua vara. Je již vybudován kostní základ podélné klenby. Ještě rok po narození přetrvává u dětí lehké varózní postavení zadní části nohy a supinované předonoží. Podélné klenutí je vyplněno tukovým polštářem. S postupnou vertikalizací do stoje a následnou chůzí (mezi 1. a 2. rokem života) dochází k pronaci předonoží, valgotizaci zánoží a k valgotizaci kolenních kloubů. V tomto období se zvyrazňuje podélná klenba. Genua valga ještě více prohlubují valgózní postavení zánoží, které je do 20° mezi 2. a 3. rokem ještě fyziologické. Genua valga a valgózní postavení zánoží ustupuje zhruba v šesti letech. V dospělosti není větší jak 5° (Vařeka & Vařeková, 2009).

2.1.6 Ontogeneze chůze

Novorozenec není schopen funkčně spojit několik segmentů dohromady. Není schopen zpevnit trup. Nemá společné těžiště segmentů trupu, mluvíme jen o jakési úložné ploše. Důležitý je vzor 3. měsíce, kdy je dítě schopno napřímít trup a zacentrovat kořenové klouby končetin (stáhnutím lopatek dorzokaudálně, vyhlazením anteflexe pánve). To je předpokladem pro optimální způsob vzpřímeného držení a lokomoce do budoucna (Vařeka & Dvořák, 1999).

Otázkou však zůstává, jestli svalové synergie odpovídající postupné centraci vstupují do posturálního vývoje v průběhu zrání CNS automaticky, jak vysvětluje Kolář (2001) nebo jestli jde zpočátku o učení metodou „pokus-omyl“ a následné ukládání výhodnějšího programu k dalšímu, již automatickému využití jak popisuje Dvořák (2005).

Časným pokusem o lokomoci je u dítěte plazení, nápadně připomínající pohyb tuleně. Je to pohyb těla, při kterém dítě využívá oporu o lokty, a trup s dolními končetinami táhne za sebou. Z plazení dítě postupně přechází do plížení, které mu umožňuje rychlejší přemísťování. Trup již nenaléhá na podložku tak velkou plochou a dolní končetiny se začínají

zapojovat do lokomoce. Následuje lezení. Lezení se účastní již všechny končetiny. Trup se vzdaluje od podložky a opora je zprostředkována prostřednictvím obou rukou a kolenou. Následně se snaží dostat do vertikální polohy a pokouší se o bipední chůzi. CNS v této době ještě není schopna stabilizovat vertikální postavení. Dítě se pohybuje rychle a při zpomalování často padá (Véle, 2006). Zpočátku je chůze dosti neobratná, dítě našlapuje na celá chodidla. Úplné dovršení posturálního vývoje je ve čtyřech letech věku, v této době dozrává funkce CNS pro hrubou motoriku (Kolář, 2001).

2.2 Problematika zranění ve fotbale

Fotbal patří k nejoblíbenějším sportům na celém světě. Díky jeho přitažlivosti pro hráče i diváky se hraje prakticky všude a snad žádný z jiných sportů nedoznal takové popularity a rozmachu, jako právě tento sport. Na profesionální úrovni se kolem fotbalu točí velké peníze (marketing, reklama, přestupy hráčů, televizní práva apod.) Většina evropských velkoklubů fungují jako velké firmy s ročním obratem mnoha milionů korun. Proto se objevují snahy fotbal čím dál víc zviditelňovat, přidávat zápasy, ať už ligové nebo pohárové. To ovšem nese velký tlak na organizmus samotného hráče a přímo se tak může podílet na možném vzniku zranění.

2.2.1 Nejčastější příčiny zranění

Jako příklad uvádíme dělení příčin úrazů dle Stejskala (přednáška o sportovních zraněních ve fotbale, 2008).

Příčiny úrazu:

- druhá osoba (nejčastěji faul protihráče),
- nepoužívání předepsané výstroje (chrániče, štlupny, kolíky),
- klimatické vlivy (teplota, vítr, srážky),
- přeceňování vlastních sil a podceňování známek únavy,
- špatný terén (příliš kluzký terén, příliš tvrdý terén, nerovný terén),
- přetížení, přetrénovanost.

Mechanismus úrazů:

- střet s protihráčem (šlapák, úrazy loktem apod.),

- nechtěný pád (zaviněný např. nezvládnutím pohybu v dané situaci),
- nekoordinovaný pohyb.

2.2.2 Nejčastější lokalizace poranění

Nejčastější lokalizace poranění u fotbalistů je na dolních končetinách. Na prvním místě je hlezenní kloub, dále kolenní kloub, noha, hleň s lýtkem a stehno. Až potom následují zranění v oblasti ruky a zápěstí a pletence ramenního (Stejskal, poznámky z přednášky o sportovních zraněních ve fotbale, 2008).

2.2.3 Frekvence poranění dle diagnóz

Dělení dle Stejskala (poznámky z přednášky o sportovních zraněních ve fotbale, 2008).

1. Pohmoždění měkkých tkání dolních končetin
2. Podvrtnutí hlezenního kloubu
3. Svalová poranění dolní končetiny
4. Oděrky a tržné rány dolních končetin
5. Pohmoždění měkkých částí ostatního těla (s výjimkou dolních končetin)
6. Podvrtnutí kolenního kloubu a poranění kloubních vazů a chrupavek
7. Zlomeniny kostí hleně a lýtku
8. Otřes mozku
9. Podvrtnutí kloubů horní končetiny (včetně pletence)
10. Oděrky a tržné rány ostatního těla (s výjimkou dolních končetin)

2.2.4 Studie monitorující výskyt a příčiny zranění

Většina studií v posledních letech vznikla na základě stále se zvyšujícího počtu zranění a snaží se popsat a ozřejmit jejich příčiny. Tyto studie by měly sloužit jako základ v programu prevence vzniku zranění u fotbalistů.

Studie provedená Häglundem et al. (2005) v profesionálních klubech evropské kopané, které se účastnili i nejprestižnějšího evropského poháru Ligy mistrů, přinesla tyto výsledky. Osmdesát procent všech zranění ve fotbale se vyskytuje na dolní končetině a vůbec nejčastějšími úrazy jsou kontuze hamstringů, popř. přímého stehenního svalu. Na druhém místě byla poranění kolene, nejčastěji ligamentum collaterale mediale a jako třetí nejčastější

zranění uvádí distorzi hlezenního kloubu. Podobné výsledky popisuje i Price (2004), který studoval mládežnické kategorie v Anglických fotbalových akademiích. Příčinu zranění stehenních svalů vidí jednak ve velké námaze při kopu do míče, ale také v častých změnách směru pohybu při běhu, kterých hráč v zápase provede průměrně přes tisíc.

Distorze hlezenního kloubu je nejčastěji způsobena extrémní supinací. Jedna čtvrtina všech distorzí je zapříčiněna přímým kontaktem s protihráčem, který se snaží získat míč a atakuje hráče tzv. „skluzem“ při vedení míče popř. při odehrání míče či střele, kdy dojde ke ztrátě stability zapříčiněné neočekávaným pohybem těsně před dopadem (Andersen, 2005). Distorzi přibýlo také se zavedením nového hracího povrchu a to umělé trávy, která umožňuje trénovat a hrát zápasy i za nepříznivého počasí.

Marshall (2005) se zabýval závislostí předchozích zranění na riziku dalších zranění. Došel k závěrům, že hráči, kteří utrpěli jedno zranění v oblasti kotníku, měli dvojnásobně vyšší riziko než hráči bez předchozích zranění. Hráči, kteří měli předchozí dvě a více zranění v oblasti kotníku, měli až čtyřnásobně vyšší riziko dalších zranění. Obecně tvoří recidivní úrazy celkem 17% ze všech úrazů, z toho jsou drtivá většina distorze kotníku.

2.2.5 Zranění jako následek přetížení

Hráči fotbalu ovšem nejsou ohroženi jen akutními úrazy, ale také případnými následky poškození z přetížení. Průměrný hráč se totiž během roku běžně zúčastní dvou různých sezon na hřišti (podzimní a jarní část ligy). Elitní hráči navíc mohou být členy výběrového týmu, který za různými utkáními cestuje i v létě (členové reprezentace, členové týmů účastnících se pohárových předkol apod.).

Jako příklad zranění následkem přetížení uvádím úponové bolesti, únavovou zlomeninu a svalové zkrácení.

- **Úponové bolesti**

Příkladem mohou být chronické bolesti v oblasti třísel. Nejběžnější příčinou vleklých bolestí v třísle je přetrénování a chronická únava. To pak vyvolává chronický zánět v oblasti společného úponu adduktorů na stydkou kost. Nejčastěji bývá jako první zasažen musculus adduktor longus (dlouhý přitahovač stehna) a později se zánět rozšíří na společnou šlachy všech tří adduktorů a konečně může zasáhnout i úpon přímého břišního svalu (Novotný, 2012).

- **Únavové zlomeniny (stress zlomeniny)**

Klasickým příznakem je bolest při zátěži. V klidu obvykle bolest odeznívá nebo se alespoň zmenšuje. Ke stanovení diagnózy je důležité zjistit možné rizikové faktory, protože ne vždy je tato zlomenina patrná na rentgenu. Radiologické známky stress zlomeniny se tak mohou objevit až za několik týdnů tvorbou svalu. K upřesnění diagnózy je někdy vhodné použít scintigrafii, CT nebo magnetickou rezonanci (Novotný, 2012). Nejčastěji se vyskytují na 2. a 3. metatarzu a bazi 5. metatarzu. Důležité je správné stanovení diagnózy a vysazení aktivity, která bolest způsobuje a následné pozvolné zvyšování zátěže (Matějovský, 2002).

- **Svalové zkrácení**

Nejčastěji zkrácenou svalovou skupinou u fotbalistů jsou hamstringy. Mezi hlavní faktory, ovlivňující svalové zkrácení hamstringů u fotbalistů, patří přetěžování pohybového aparátu vlivem vysokých tréninkových nároků, chronické přetěžování nad hranici danou kvalitou svalu a asymetrické zatěžování bez dostatečné a odpovídající pohybové kompenzace (Opálka, 2001).

2.3 Funkční vztah mezi ploskami nohou a vyššími etážemi

Změněné postavení nohy se fixuje i ve vyšších etážích (koleno, kyčel, pánev, páteř) a mohou tak vznikat např. patologické vzorce chůze.

Abnormální pohyb při chůzi může být vykonáván ze dvou příčin (Whittle, 1997):

- pohyb je výslednou kompenzací, kterou člověk využívá k nápravě prvotního problému,
- jedinec musí tento abnormální vzorec přijmout pro vykonání pohybu a zajištění funkce (pohyb může být ovlivněn svalovým oslabením, spasticitou nebo deformitou nohy, které se potom musí pohybový aparát při chůzi přizpůsobit).

2.3.1 Příklad funkčního vztahu

Uvádíme zde příklad funkčního vztahu mezi ploskou nohou a vyššími etážemi a jejich následný vliv na posturu u kompenzované varozity zánoží. Kompenzovaná varozita zánoží umožňuje dostatečný rozsah pohybu v subtalárním kloubu a současně i dotek mediální strany nohy s podložkou. Pronace zánoží je velmi rychlá (kratší než 0,15 s) a přetrvává až do odlepení paty od podložky. To vede k hypermobilitě předonoží, přetížení supinátorů a opožděné supinaci. Dále dochází k přetížení mediální části kolena a iliotibiálního traktu,

zvětšenému rozsahu rotace femuru s přetížením šlachy m. gluteus maximus s anteverzí pánve a hyperlordózou bederní páteře (Vařeka & Vařeková, 2005). Na tomto příkladu je názorně vidět funkční vztah nohy s vyššími etážemi až po bederní úsek páteře a lze očekávat vznik bolestivých stavů v oblasti kolenního kloubu, kyčelního kloubu a dolní části zad.

V případě fotbalistů, kteří tráví v hrací obuvi značnou část tréninku, nehledě na zápasové zatížení během sezóny, lze očekávat právě rizika zranění z přetížení. Např., kdyby fotbalista disponoval tímto funkčním typem nohy. Lze potom očekávat vznik bolestí v oblasti kolenního kloubu (počínající artrotické změny vlivem přetížení), dále úponové bolesti v oblasti kyčelního kloubu a vznik bolestivých stavů v oblasti dolní části zad.

2.3.2 Role chodidla

Lidská noha a její pružně pérující klenba je srovnatelná s páteří. Je členitá, sestává z 12 kostí, jejichž stabilizace si vyžaduje automatickou svalovou činnost. Důležitost chodidla pro rovnovážný stoj prokázali Gutmann a Véle (1978). Sledovali klidovou aktivitu v oblasti bérce, stehna a trupu při klidovém stoji u zdravých jedinců. Největší aktivitu zjistili na bérce a nejmenší ve vzpřimovači trupu. Největší aktivita byla tedy ve svaích ovládajících chodidlo a prstce.

2.3.3 Možnosti vyšetření dle Lewita a Lepšíkové

Rozeznáváme hlavně následující poruchy funkce chodidla a způsoby vyšetření dle Lewita a Lepšíkové (2008).

a) Blokády Lisfrancova, Chopartova a talokrurálního kloubu – nutno proto provést vyšetření joint play v těchto kloubech. Mobilizaci doporučují provádět nejlépe třepací technikou.

Trigger points ve svaích planty a ve svaích na dorzu nohy – nutné provést palpační vyšetření svalů nohy, terapie potom nejlépe presurou.

Jako orientační příznak zde slouží omezená rotace chodidla okolo osy procházející jejím středem k talu (nutno proto vyšetřit rotaci chodidla okolo této osy).

b) Poruchy stereotypů, a to především propadání podélné klenby během chůze - funkčně plochá noha nebo negativní test podle Véleho, kdy při náklonu dopředu chybí automatická flexe prstů, která nás ochraňuje před pádem, ačkoliv pacient je schopen volně flektovat prsty

normální silou. Často také pacient není schopen abdukovat palec a malíček u nohy Vhodné vyšetřit testem, zda je vyšetřovaná osoba schopna provést izolovanou abdukci malíku a palce nohy.

c) Poruchy percepce a vyšetření povrchového čítí. Ploska nohy může být tak citlivá, že jedinec nesnáší pouhý dotek. Jindy naopak sotva reaguje na škrábnutí plosky nehtem či jiným ostřejším předmětem. Nejdůležitější je asymetrická reakce a asymetrické vnímání. Bývá nejzřetelnější na chodidle, může však být zjistitelná v oblasti celé končetiny, někdy celé poloviny těla, aniž by šlo o neurologickou poruchu. Při pozorné palpaci často v takových případech zjišťujeme lehké asymetrie tonu.

2.3.4 Vyšetření pomocí FDM desky

Pro objektivizaci použili Lewit a Lepšíková (2008) FDM desku firmy Zebris pro analýzu stoje a chůze a naměřené záznamy zpracovali pomocí software WinFDM 32. Tento přístroj měří tlakové parametry na chodidle.

U pacientů vyšetřovali pomocí FDM desky: stoj, Vélův test, stoj na jedné dolní končetině, dále spontánní chůzi a její změny po instrukci: „vnímejte zevní hranu chodidla“. Z výsledku jim vyšlo, že při vyšetření chůze před instrukcí byl otlak chodidla širší ve střední části na LDK a po instruktáži se obraz změnil a byl téměř symetrický.

2.3.5 Vliv funkčních změn v chodidle na řetězení dalších poruch

Typický řetězec způsobený funkčními změnami chodidla, trigger points (dále TrP) a blokády může mít za následek předsunuté držení. U tohoto řetězce nacházíme kromě funkčních změn na chodidle také blokádu hlavičky fibuly a TrP v musculus (dále m.) biceps femoris a v m. rectus femoris. Tím je způsobena nedostatečná fixace pánve zespoda, která je kompenzovaná TrP v m. rectus abdominis, působící předsunuté držení s TrP v mm.erectores trunci a také extenzorech krční páteře, včetně hlavových kloubů, kterým odpovídají TrP v kývači. Uvedený řetězec bývá typicky převážně na jedné straně (Lewit & Lepšíková, 2008).

Nejdůležitější je přitom **test posazování**. Napětí, které palpujeme v dorzálních svalech šíje vstoje, mizí při posazení pacienta, tj. když se funkčně vyřadí dolní končetiny. Pak víme, že napětí, které často působí bolesti hlavy, má svůj původ v dolních končetinách, nejčastěji v chodidle (Lewit & Lepšíková, 2008).

Klinicky významné jsou bolestivé úpony m. biceps femoris na sedacích hrbolech a m.rectus abdominis na symfýze. Jejich napětí působí typickou palpační iluzi, která bývá

označována jako „upslip“, případně „downslip“ nebo jako „shear dysfunction“ podle Greenmana . Přitom vzniká následkem napětí m. rectus abdominis, jeho úponů a napětí v m. biceps femoris dojem, že stydké kosti a hrboly pánevní kosti stojí asymetricky. Napětí břišních svalů také omezuje záklon, což pacient interpretuje jako bolest v kříži. U těchto příkladů řetězení poruch můžeme očekávat vznik bolestivých stavů ve všech úsecích páteře a také na dolních končetinách (Lewit & Lepšíková, 2008).

2.4 Krokový cyklus

2.4.1 Dělení krokové cyklu dle fází

V literatuře se názvosloví a dělení krokového cyklu často liší a není stanovena jednotná terminologie. Uvádím zde pro příklad některá dělení dle fází krokového cyklu.

Názvosloví podle Vaughana (1992) – (obr. 1.)

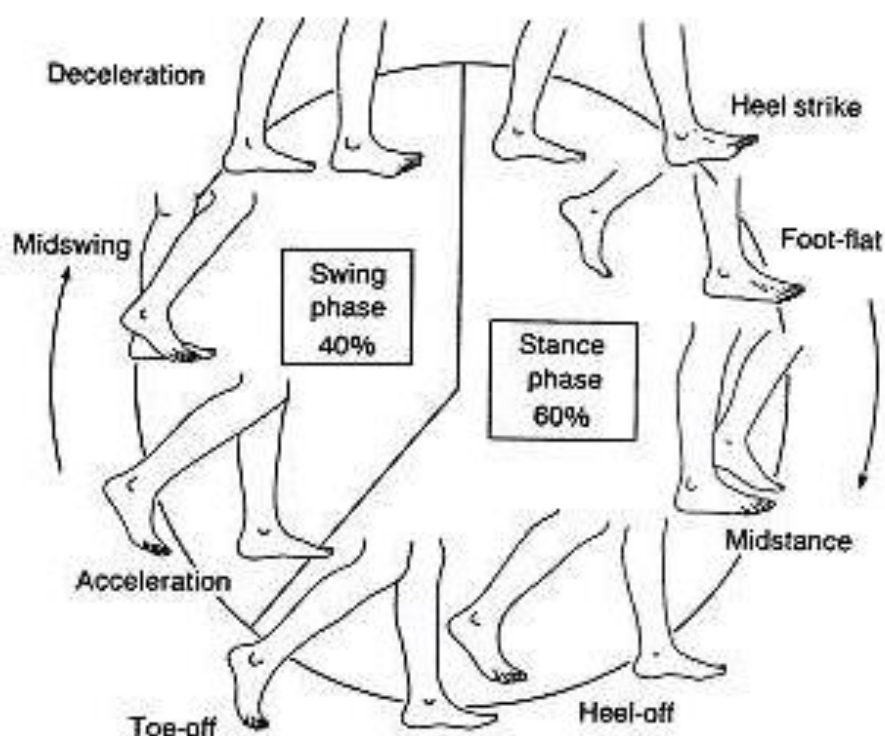
- 1) Úder paty – heel strike
- 2) Kontakt nohy – foot flat
- 3) Střed stojné fáze – midstance
- 4) Odvinutí paty – heel off
- 5) Odraz palce – toe off
- 6) Zrychlení – acceleration
- 7) Střed švihové fáze – midswing
- 8) Zpomalení – deceleration

Názvosloví podle Perry (1992)

- 1) Počáteční kontakt – initial contact
- 2) Reakce na zatížení – loading response
- 3) Střed stojné fáze – midstance
- 4) Konečný stoj – terminal stance
- 5) Předšvihová fáze – preswing phase
- 6) Počáteční švih – initial swing
- 7) Střed švihové fáze – midswing
- 8) Konečný švih – terminal swing

Mezi hlavní parametry chůze dle Whittle (2007) patří doba krokového cyklu (cycle time), rytmus (cadence), délka dvojkroku (stride length) a rychlost (speed). Ty představují v klinickém vyšetření nejjednodušší formu hodnocení chůze. Tyto parametry se mění s jakýmkoliv handicapem, a tak člověk s delším krokovým cyklem má obvykle kratší délku kroku a také nižší rychlost. Tyto parametry jsou ovlivněny také jinými veličinami, jako jsou například věk či pohlaví.

Obrázek 1. Dělení krokového cyklu dle Vaughana (1992)



2.4.2 Mechanismus krokového cyklu

Perry (1992) popisuje pohyb při chůzi na úrovni nohy a hlezenního kloubu v sagitální rovině na modelu tří zhoupnutí. Jejich hlavním úkolem je umožnit co nejplynulejší provedení pohybu s minimální ztrátou energie. První zhoupnutí probíhá po dopadu paty na zem prostřednictvím zadního okraje calcanea jako kolébky, na něj navazuje druhé zhoupnutí

v období střední opory, kdy je noha zatížena a bérec se vůči ní pohybuje vpřed. Třetím zhoupnutím pokračuje přes hlavičky metatarzů.

Dle Chaloupka et al. (2001) se normální chůze během jednoho krokového cyklu skládá ze dvou částí:

A) Stojná fáze (60 % cyklu)

1. Počáteční fáze dotyku paty (0%) – kyčelní kloub je ve flexi 45°, kolenní kloub ve flexi 5°, hlezenní kloub 5° plantární flexe. Aktivní svaly jsou extenzory kyčle, flexory a extenzory kolene a dorzální flexory hlezna.

2. Fáze zatížení (0-10%) – dotyku celé nohy. Tělo se pohybuje dopředu. Kyčelní kloub je ve flexi 40°, kolenní kloub ve flexi 10 – 15°, hlezenní kloub ve 10° plantární flexe. Aktivní svaly jsou extenzory kyčle, kolene a dorzální flexory nohy.

3. Střední stojná fáze (10-30%) – tělo pokračuje v pohybu dopředu, je dosažen plný kontakt nohy s podložkou. Kyčelní kloub je ve flexi 20°, kolenní kloub ve flexi 10°, hlezenní kloub první plantární flexe 5°, dorzální flexe 10 až 15°. Aktivní svaly jsou abduktory kyčle, plantární flexory nohy, stabilizátory zadní nohy – m. tibialis posterior a peroneální skupina.

4. Konečná fáze stoje (30-50%) – odlepení paty. Kyčelní kloub je v extenzi 0°, kolenní kloub ve flexi 10°, hlezenní kloub v neutrální poloze. Adduktory kyčlí začínají být aktivní.

5. Předšvihová fáze (50-60%) – odrazová fáze. Kyčelní kloub přechází do flexe, kolenní kloub zvětšuje flexi, hlezenní kloub přechází do plantární flexe 5°. Aktivita plantárních flexorů končí, aktivní jsou adduktory kyčlí a aktivita flexorů a extenzorů kyčlí se zvyšuje.

B) Švihová fáze (asi 40 % cyklu)

1. Fáze zrychlení (60-73 %) – druhostranná končetina je ve fázi zatížení a časné střední stojné fáze. Kyčelní kloub je ve flexi 20°, kolenní kloub přechází do maximální flexe 70°, hlezenní kloub do plantární flexe 10°. Aktivní jsou flexory a adduktory kyčlí.

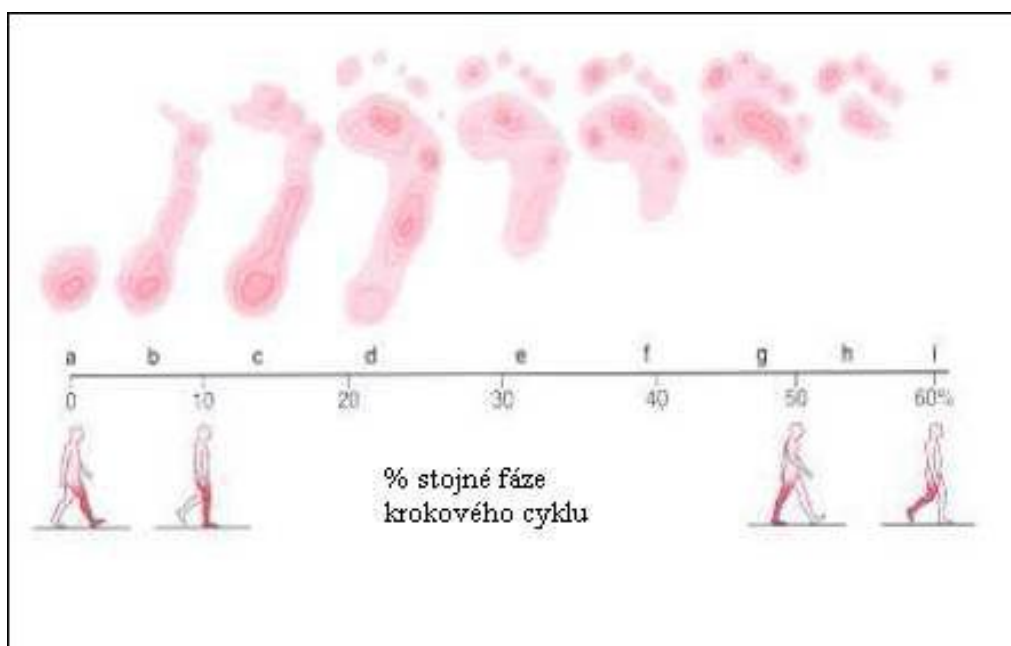
2. Střední švihová fáze (73-87 %) – kyčelní kloub je ve flexi 30 – 40°, kolenní kloub ve flexi 40° a hlezenní kloub v 0 - 5° plantární flexe. Svalová aktivita je minimální – aktivní jsou převážně dorzální flexory nohy.

3. Konečná fáze švihu (87-100 %) – kyčelní kloub je ve flexi 45°, kolenní kloub ve flexi 5 – 10°, hlezenní kloub v 5° plantární flexe. Svalová aktivita se zvyšuje, extenzory kyčlí brzdí flexi a začínají s extenzí, flexory a extenzory kolenního kloubu ho stabilizují.

2.4.3 Přenos zatížení v průběhu stojné fáze

Se zatěžováním opěrné nohy dochází k přenosu zatížení na tkáň chodidla. Velikost komprese je závislá na intenzitě silového zatížení a na oblasti nohy, která je v kontaktu s podložkou. Průběh přenosu zatížení je zobrazen na obr. 2. Prvotní zatížení planty hmotností těla je velmi rychlé a odehrává se v zadní zevní části paty. V této oblasti nohy je během chůze vyvoláno největší tlakové zatížení, které nastane během 0,05 s. Přesunem působíště tělesné hmotnosti ke středu paty se snižuje tlakové zatížení na třetinu. Zatížení laterální části středonoží je průměrně 10 % hmotnosti těla nebo může být vyjádřeno jako 10 % maxima zatížení paty. Metatarzální hlavičky jsou zatíženy různě. Obecně největší zatížení bylo registrováno pod druhou a třetí hlavičkou a nejmenší pod pátou hlavičkou, tyto hodnoty se vyznačují velkou interindividuální variabilitou. Také zatížení prstů se značně liší. Palec nese největší zátěž, která představuje asi 30 – 55 % maxima zatížení paty (Perry, 1992).

Obrázek 2. Průběh přenosu zatížení (upraveno podle Kirtley, 2006)

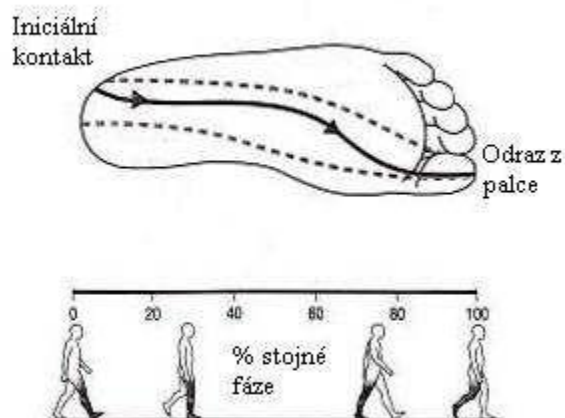


2.4.4 Centre of Pressure

Centre of pressure (COP) je místo, ve kterém působí vektor reakční síly podložky. Během chůze dochází k posunu COP, které je výslednicí všech tlaků působících na plošku nohy. COP se posouvá z laterálního kraje paty při iniciálním kontaktu až k palci v předšvihové fázi.

Na polohu COP má vliv nejenom poloha těžiště, ale i aktivita svalstva bérců. Při zvýšené aktivitě plantárních flexorů se COP posunuje dopředu, při zvýšené aktivitě svalstva, které provádí dorzální flexi a inverzi nohy, dochází k posunu COP laterálně. Průběh COP je vidět na obr. 3. (Vařeka, 2002).

Obrázek 3. Průběh COP během zatížení nohy při stojné fázi (upraveno podle Kirtley, 2006)



2.5 Možnosti přístrojové analýzy chůze

V současnosti se k přístrojové analýze chůze nejčastěji využívá těchto tří systémů: dynamická plantografie, měření na silových plošinách a systém kinematické 3D analýzy. Systém kinematické 3D analýzy je rozšířený především v biomechanickém výzkumu chůze a je využit v řadě studií. Účelem těchto studií je pochopit funkci dolní končetiny a celého systému a využití zpracovaných výsledků v praxi při diagnostice a terapii.

Analýza chůze má v rehabilitaci nezastupitelné místo a jejím cílem je zejména monitorovat účinky terapie. V praxi se uplatňuje zejména klinické hodnocení chůze, které je závislé na subjektivním hodnocení pozorovatele a subjektivních informacích od pacienta, takže je málo reliabilní. Proto jsou z vědeckého hlediska využívána především objektivní a kvantitativní měření (Svoboda, & Janura, 2010).

2.5.1 Dynamická plantografie

Příkladem zařízení, které umožňuje analyzovat rozložení tlaků na kontaktu s podložkou, je talková plošina Footscan (RSScan International, Olen, Belgie). Tento přístroj dokáže změřit tlakové síly při kontaktu chodidla s podložkou během stoje i chůze (obr. 4.). Je využíván v klinických oborech např. v ortopedii, neurologii, rehabilitaci či protetice a ortotice, případně sportovní medicíně a tréninku sportovců. Mezi další podobné systémy patří Emed® (Novel GmbH, Munich, Německo), Baropodometer (Diagnostic Support, Miami, USA) nebo plošiny od firmy Tekscan (Boston, USA).

Obrázek 4. Tlaková plošina Footscan (RSScan International, Olen, Belgie)



Významnou součástí těchto systémů je sofistikovaný software umožňující zpracování a vyhodnocení velkého množství nasnímaných dat.

2.5.2 Technické parametry

2.5.2.1 Konstrukce plošiny a její rozměry

K měření jsou používány tlakové plošiny s vysokou hustotou tlakových senzorů. Měřicí plošina je tvořena několika vrstvami. Nejnižší je spodní ochranná vrstva např. z gumotextilu. Nad ní leží vrstva obsahující senzory. Zcela nahoře leží horní ochranná vrstva, která musí být dostatečně pevná k ochraně senzorů a zároveň elastická k přenosu tlaku. Plošiny Footscan jsou dlouhé 0,5 m, 1 m nebo 2 m při šířce přibližně 0,4 m. Vlastní aktivní plocha se senzory je však vždy o něco menší než plocha celková. To je třeba vzít do úvahy při výpočtu hustoty senzorů. Nejzranitelnějším místem celého zařízení je spoj mezi měřicí plošinou a kabelem. Proto je vhodné zajistit plošinu a kabel proti nadměrným vzájemným posunům v oblasti spoje, například fixací kabelu k plošině a podlaze lepicí páskou. (Anonymous, 2012)

2.5.2.2 Odporové senzory

Odporové senzory s plochu 5 x 7 mm jsou používány u systému Footscan. Odporové senzory jsou tvořeny dvěma plochými kruhovými vodiči, mezi kterými je vrstva vodivého uhlíkového prachu nebo inkoustu. Při zatížení dochází k propojení obou vodičů, přičemž odpor klesá v závislosti na zvyšování tlaku. Tyto senzory jsou velmi tenké, ale po opakovaném použití klesá jejich citlivost, což omezuje spolehlivost měření. (Anonymous, 2012)

2.5.2.3 Hustota senzorů a jejich citlivost

Plošiny footscan® 7.x mají hustotu senzorů přibližně $2,6/\text{cm}^2$ při citlivosti v rozsahu 0,27-127 N/cm^2 . Citlivost závisí na použitém software, u nižších verzí je nižší, např. u footscan® Pro byla 0,7-155 N/cm^2 . (Anonymous, 2012)

2.5.2.4 Snímkovací frekvence

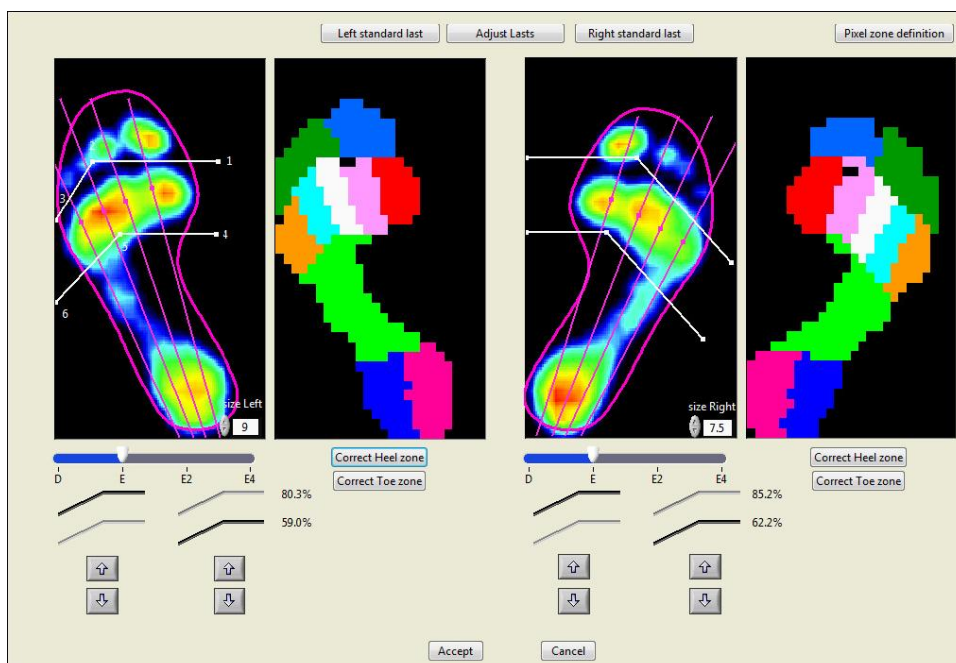
U systému footscan® 7.x jsou data snímána s frekvencí až 500 Hz. S touto frekvencí je ale možné měřit pouze 2 vteřiny. Proto může být výhodnější použití např. frekvence 100 Hz, která umožňuje měření trvající až 10 vteřin. Tyto hodnoty se týkají měření na základní půlmetrové plošině. Při měření na delších plošinách a tedy větší ploše platí nižší hodnoty, např. pro dvoumetrovou plošinu 2 vteřiny při 125 Hz, resp. 2,5 vteřiny při 100 Hz. Při synchronizaci s jiným měřicím zařízením je nutné nastavit shodnou snímací frekvenci

obou přístrojů. Snímací frekvence je také závislá na připojeném počítači/notebooku. (Anonymous, 2012)

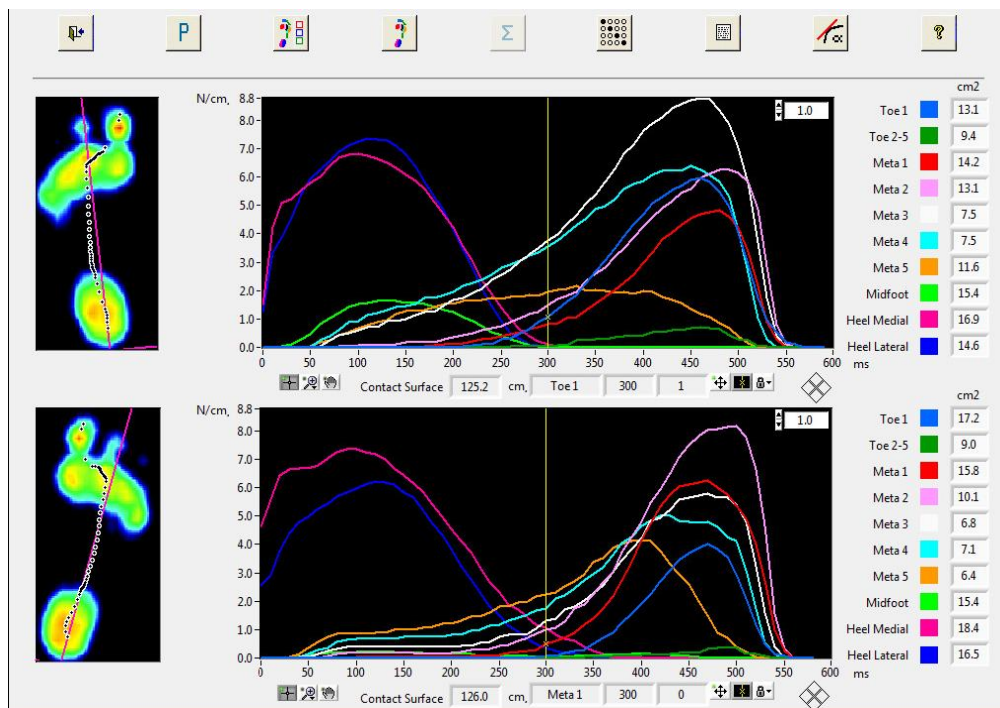
2.5.2.5 Zpracování dat

Zpracování velkého množství dat umožňuje počítač s příslušným softwarem. Chodidlo je pomocí softwaru automaticky rozděleno, je ale nutné provést manuální korekci. K tomu se používá funkce zone division, která rozdělí chodidlo na deset specifických oblastí (obr. 5.). Výsledkem jsou tabulky a grafy (obr. 6.) zachycující jak rozložení tlaku pod ploskou, tak i řadu dalších z něj odvozených parametrů, např. Centre of Pressure, a jejich změny při stoji a jeho modifikacích nebo během oporové fáze krokového cyklu. Tyto výsledky lze hodnotit jak samostatně tak i v kombinaci s výsledky jiných sofistikovaných metod, např. 3D kinematické analýzy. Naměřená data jsou zároveň ukládána do databáze, která umožňuje jejich pozdější opětovné hodnocení a srovnání s jinými měřeními jejich kopírování či export do jiných formátů (např. xls).

Obrázek 5. Funkce Zone division



Obrázek 6. Velikosti tlaku v průběhu stojné fáze po rozdělení chodidla do deseti částí



2.5.3 Využití tlakových plošin ve výzkumu a klinice

Tlakové plošiny jsou v medicíně hojně využívány k objektivnímu hodnocení vyšetření chůze u mnoha diagnóz. Uvádíme dále v textu jako příklad studie zabývající se měřením chůze u pacientů s diabetem mellitus, obezitou a u pacientů s Parkinsonovou chorobou.

Mueller, Zoll a Lott (2005) ve své studii zkoumali tlakový gradient jako možný ukazatel vzniku poranění kůže na noze. Zaměřili se na parametr Load rate (rychlost nárůstu tlaku) v dané oblasti jako přispívajícího faktoru na vzniku poranění kůže zejména v oblasti předonoží chodidla, kde většina neuropatických poranění a vředů vzniká. Cílem této studie bylo také popsat tlakové proměnné jako je např. maximální tlakový gradient a zjistit zda je maximální tlakový gradient vyšší v oblasti předonoží nebo zánoží. Dále určovali korelaci mezi hodnotou maxima tlaku a maximálního tlakového gradientu v přední a zadní části chodidla. Dvacet pacientů s diagnózou diabetes mellitus a periferní neuropatií bylo zařazeno do této studie. Maxima tlaku byla naměřena při chůzi v obuvi pomocí přístroje Footscan. Chodidlo bylo pomocí softwaru automaticky rozděleno do deseti oddílů a tlakové parametry stanoveny pro každou část chodidla zvlášť a zpracované výsledky dále manuálně upraveny. Výsledky byly takové, že průměrná hodnota maximálního tlakového gradientu byla o 143% vyšší v přední části chodidla oproti zadní části. Maxima tlaků byly v přední části chodidla rovněž o 36% vyšší než v té zadní. Z výsledků tedy vyplývá, že parametr maximálního tlakového gradientu může být užitečným ukazatelem vzniku kožních poranění a vysoké hodnoty maxim tlaků mohou určit vysoké koncentrace napětí měkkých tkání v oblasti chodidla.

Owings et al. (2009) měřili maxima tlaků daných oblastí v obuvi během chůze u pacientů s diabetickou neuropatií a snažili se určit největší tlakové zatížení nohy v botě. Opakovaná poranění a vředy nohou jsou významným problémem u lidí s diabetickou neuropatií. Cílem této studie bylo změřit maxima tlaků na noze uvnitř boty a další charakteristiky ve skupině neuropatických nemocných s diabetem, kteří už měli nějaké předchozí vředy nebo poranění. Byla také shromážděna data o deformitách nohou a funkčních typech nohou. Studie se zúčastnilo 49 pacientů. Probandi chodili naboso a v botách se speciální stélkou, která dokáže měřit rozložení tlaků na chodidle. Na měření použili přístroj Footscan. Pomocí softwaru bylo chodidlo rozděleno do deseti částí. Ve studii se zaměřili především na zpracování maxim tlaků v jednotlivých oblastech nohy. Analýza rozložení tlaků na noze při chůzi a včasné řešení

např. vhodnou obuví nebo vhodné vypodložení má své opodstatnění v prevenci vzniku zranění a vředů na noze u těchto pacientů.

Studie provedená Dowlingem et al (2004) zkoumala vliv obezity na maxima tlaků a síly během statického i dynamického zatížení nohy u dětí. Studie se zúčastnilo 10 obézních a 10 neobézních dětí. Hlavním hodnotícím parametrem byl věk, výška, váha a z toho vypočítaný Body Mass Index. Pro získání dat o maximální síle a tlaku v jednotlivých částech nohy byla použita tlaková plošina AT-4 Emed. Ve stoji u obézních dětí byly generovány výrazně vyšší síly a maxima tlaků v oblasti nohou než u jejich neobézních protějšků. Podobně při chůzi byly u obézních dětí generovány výrazně vyšší síly u všech oblastí nohy, s výjimkou všech prstů. Výrazně vyšší maxima tlaků byly naměřeny v oblasti středonoží a v oblasti hlaviček 2. až 5. metatarsu. Předpokládá se, že u obézních dětí je zvýšené riziko vzniku dyskomfortu nohy a má vliv na vznik patologií v oblasti nohy v důsledku zvýšeného plantárního zatížení, které nesou malé přední části kostí.

V práci Myšákové (2011) byl přístroj footscan použit pro vyhodnocení vybraných parametrů chůze u osob s Parkinsonovou chorobou. Data byla naměřena systémem Footscan a zkoumali vliv akustických podnětů na chůzi u osob s Parkinsonovou chorobou.

Vyšetření probíhalo na přístroji Footscan firmy RSscan International s dvoumetrovou snímací plošinou. Před plošinou i za ní byly položeny dřevěné desky, aby byla chůze snímána ve stabilní rychlosti, ne při zahájení chůze ani při zastavení. Pacienti byli instruováni k chůzi středem plošiny, aby před ní nezkracovali krok a na konci nezpomalovali, dívali se před sebe.

Měření probíhalo naboso. Jako první pacienti chodili běžnou chůzí, vlastním tempem bez pomůcek po plošině. Měření zahrnovalo čtyři pokusy za sebou. Každý pokus začínal minimálně dva metry před plošinou a končil přibližně jeden metr za snímací plošinou. Potom probandi obdrželi sluchátka a běžný mp3 přehrávač s nahranými rytmy. Rytmy sestávaly z šesti modalit – třech písní různého tempa a třech nahrávek úderů metronomu, jež rychlostně odpovídaly písním. Pacienti byli instruováni, aby chodili do rytmu tak přesně, jak jen to bude možné. Písně a nahrávky rytmů byly vybrány v náhodném pořadí u každého probanda. Kontrolní skupina studentů Univerzity třetího věku byla též seznámena s průběhem měření a instruována k přirozené chůzi naboso středem plošiny, bez úpravy délky kroku, zrychlování či zpomalování tempa během pokusu a pohledem přímo dopředu. Měření zahrnovalo celkem pět pokusů u každého probanda, trvalo přibližně 5 minut.

Měřicí plošina byla propojena s počítačem, kam se ukládala naměřená data, která byla v programu Footscan dále vyhodnocena. Ploska nohy byla rozdělena na deset oblastí – laterální a mediální část paty, středonoží, jednotlivé metatarzy, palec a druhý až pátý prst. V každé oblasti byly vyhodnoceny požadované parametry. Soustředili se na následující oblasti plosky nohy: mediální část paty, laterální část paty, první a pátý metatarz, palec.

Předmětem sledování byly tyto parametry:

- 1) doba zatížení specifické oblasti vzhledem k celkové době trvání
- 2) maximum tlaku v dané oblasti
- 3) celkové zatížení jednotlivých oblastí
- 4) relativní doba maxima tlaku v dané oblasti vzhledem k délce trvání zatížení dané oblasti
- 5) doba trvání stojné fáze vzhledem k době trvání krokového cyklu
- 6) frekvence a doba trvání dvojí opory.

Ze závěru vyplynulo, že např. frekvence chůze, která byla u osob s Parkinsonovou chorobou nižší oproti kontrolní skupině, se při poslechu pomalých a středně rychlých rytmických modalit ještě snížila. Frekvence chůze při poslechu rychlého taktu byla obdobná s chůzí kontrolní skupiny. Při použití rychlé písni šli jedinci s Parkinsonovou chorobou vyšší frekvencí oproti kontrolní skupině.

Samotnou metodikou měření se v současné době zabývá mnoho autorů. Např. Alvarez et al. (2008) se zaměřují na jednotlivé parametry chůze u dětí, které jdou pomocí tlakových plošin snímat. Na druhé straně Menz a Morris (2006) se zaměřili na klinické hodnocení rozdílu plantárních sil a tlaků při chůzi u starších lidí. Maetzler et al. (2010) se zase zaměřují na hodnocení normálního rozložení tlaků na chodidle při chůzi.

2.5.4 Využití tlakových plošin ve sportu

Využitím tlakových plošin ve sportu se zabývá řada autorů. Vzhledem k tomu, že má tréninkový plán fotbalistů úzký vztah k běhu, tak jsme pro příklad vybrali dvě studie zabývající se rozložením tlakových parametrů na chodidle při běhu nebo bezprostředně po něm.

De Cock et al. (2006) analyzovali tlakové a časové parametry na chodidle při běhu (jednalo se o jogging). Cílem této studie bylo shromáždit data o maximech tlaků a tlakových impulsech v jednotlivých oblastech nohy. Srovnávali to potom s výsledky normální chůze.

Studie se zúčastnilo 215 mladých lidí. Probandi běhali rychlostí 3,3 m/s po 16,5 m dlouhé běžecké plošině, která snímala rozložení tlaků. Nejvyšší maximální tlaky byly nalezeny pod patou v důsledku velkých nárazových sil během počáteční fáze kontaktu. V oblasti předonoží bylo nejvyšší maximum tlaku zaznamenáno v oblasti hlavičky druhého metatarzu. Ve srovnání s kontrolní skupinou byly největší rozdíly v zatížení palce, vyšší maxima tlaků a tlakových impulsů byla u skupiny běžců. Na základě těchto výsledků byly stanoveny 4 modely tlakového zatížení (dle zatížení v oblasti předonoží od prvního metatarzu až po malíkovou hranu). Dospěli k závěru, že tyto čtyři modely tlakového zatížení by mohly pomoci ve funkčním výkladu chování nohy během stojné fáze při joggingu.

Nagel et al. (2008) se ve své studii zabývali tím, jestli má vytrvalostní běh vliv na rozložení tlaků v oblasti nártu. Rostoucí popularita vytrvalostních sportovních aktivit je spojena s rostoucím počtem únavových zlomenin u rekreačních běžců. Nadměrné přetěžování nohy bylo navrženo jako potenciální příčina těchto problémů. Proto si dali za cíl zjistit, zda dálkový běh nějak ovlivňuje tlakové parametry na chodidle. Studie se zúčastnilo 200 běžců, kteří se zúčastnili maratonského běhu (konkrétně Münster maraton 2004, Německo). Měření tlakových parametrů probíhalo před a po skončení závodu. Sledovali hlavně oblast prstců a oblast předonoží, hlavně jestli se nějak změní poměr zatížení v těchto oblastech. Výsledky byly takové, že došlo ke zvýšení maxim tlaků a tlakových impulsů v oblasti předonoží, v oblasti prstců došlo ke snížení. Po závodě tak došlo k posunu zatížení od prstců více proximálně do oblasti předonoží. To svědčí o zvýšeném zatížení v oblasti nártu a může to vysvětlovat zvýšenou incidenci únavových zlomenin.

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Hlavním cílem této diplomové práce je analyzovat rozložení tlaků na chodidle při chůzi u fotbalistů před a po soutěžním období.

3.1 Dílčí cíle

- Porovnat rozložení tlaků u fotbalistů ve srovnání s kontrolní skupinou,
- Porovnat rozložení tlaků u fotbalistů v různých fázích sezóny.

3.2 Hypotézy

H1: Tlakové parametry při chůzi se při srovnání skupiny fotbalistů s kontrolní skupinou liší.

H2: Časové parametry při chůzi se při srovnání skupiny fotbalistů s kontrolní skupinou liší.

H3: Tlakové parametry při chůzi se při srovnání hodnot v různých fázích sezóny u skupiny fotbalistů liší.

H4: Časové parametry při chůzi se při srovnání hodnot v různých fázích sezóny u skupiny fotbalistů liší.

Hypotéza bude potvrzena, pokud bude rozdíl statisticky významný alespoň ve dvou oblastech. V opačném případě bude zamítnuta.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika měřeného souboru

Měření se zúčastnilo 18 hráčů z fotbalového klubu SK Sigma Olomouc (hráči do 19 let, věk $17,7 \pm 0,5$ let, hmotnost 72 ± 5 kg). Kontrolní skupinu tvořilo 10 studentů (mužů) Fakulty tělesné kultury (věk $23,5 \pm 1,6$ let, hmotnost $74,8 \pm 4,6$ kg).

4.2 Metoda

Analýza rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou byla provedena pomocí přístroje Footscan (RSScan International, Olen, Belgie).

4.3 Průběh měření

Výzkumná měření probíhala na Fakultě tělesné kultury v prostorách laboratoře Katedry přírodních věd v kinantropologii. Každý proband podepsal informovaný souhlas (viz příloha 1), že byl seznámen s průběhem a účelem měření. Metodika měření byla schválena etickou komisí FTK (viz příloha 2).

Probandi chodili po plošině přirozenou chůzí na boso. Při každém měření byly nasnímány minimálně tři pokusy chůze. Stejně měření bylo provedeno u kontrolní skupiny.

4.4 Programové zpracování dat

Data byla zpracována pomocí programu Footscan Gait (verze 7.9., RSScan International, Olen, Belgie). Chodidlo bylo programem automaticky rozděleno na 10 částí: mediální část paty (Heel medial), laterální část paty (Heel lateral), středonoží (Midfoot), první až pátý metatarsus (Meta 1-5), palec (Toe 1), ostatní prsty (Toes 2-5). Ale bylo nutné provést manuální korekci. Za pomoci funkce zone division (obr. 7.) byly odděleny prsty od metatarzů, předonoží od středonoží a také jednotlivé paprsky prstů. Po provedení exportu z této funkce jsme obdrželi výsledný graf a tabulku (Tabulka 1. a obr. 8.), který jsme dále použili pro další zpracování dat pomocí dalších funkcí (Centre of Force line - popisuje změny od osy nohy, která je definována jako spojnice středu paty a druhého prstu, Pressures and Forces - tlakové parametry, Temporal and Spatial Parameters - časoprostorové parametry a Timing Information - časové parametry). Tyto parametry byly dále tabulkově zpracovány v programu Excel 2007. U zpracovaných dat funkce pressures nás zajímaly především maximální hodnoty

tlaku v jednotlivých oblastech. Pro hodnocení průběhu a velikosti zatížení těchto oblastí jsme použili následující parametry: % Contact, MaxP, TimeMaxP a Impulse:

% Contact – doba zatížení oblasti vzhledem k trvání stojné fáze.

Max P – maximální tlak ve sledované oblasti.

Time Max P – okamžik působení maximálního tlaku ve sledované oblasti.

Impulse – tlakový impuls.

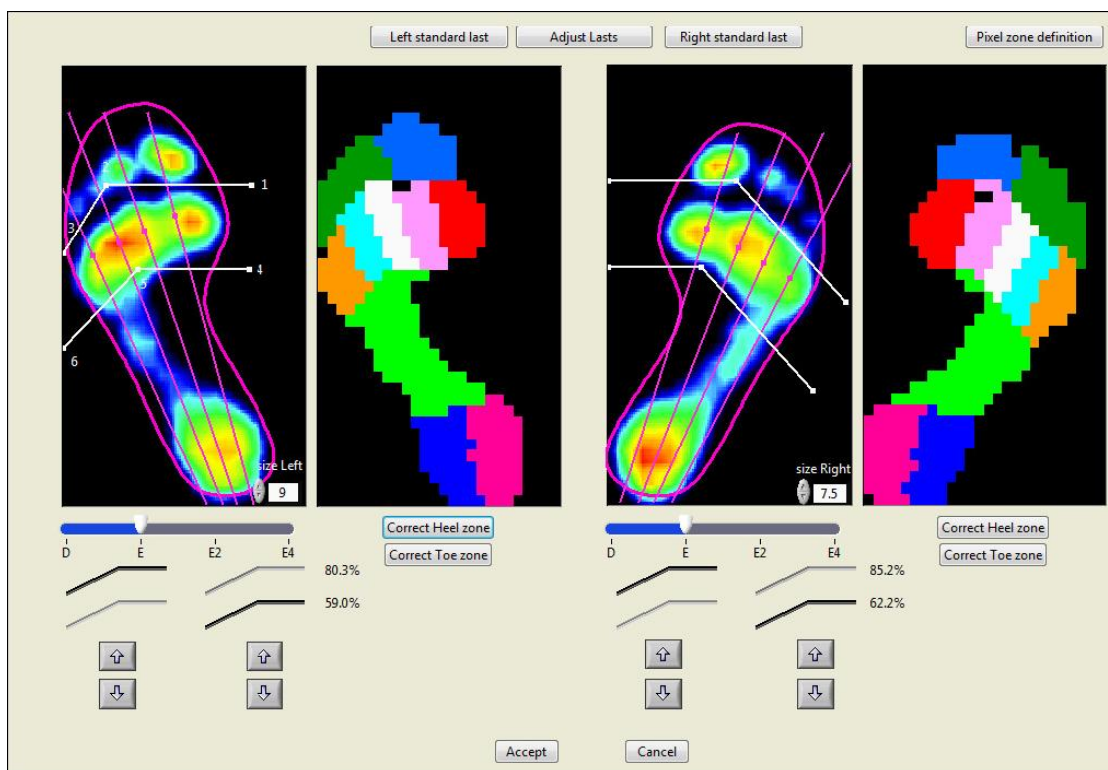
% Contact a TimeMaxP jsou časové parametry, MaxP a Impulse jsou tlakové parametry.

4.5 Statistické zpracování výsledků

Statistické zpracování naměřených dat jsme provedli v programu Statistica (verze 10, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). K porovnání rozdílů rozložení tlakových parametrů na chodidle před sezónou a po sezónním zatížení a mezi experimentální a kontrolní skupinou byla využita jednofaktorová analýza rozptylu a Fisherův LSD test.

Hypotézy byly testovány na hladině statistické významnosti 0,05. Statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) jsou zvýrazněny v tabulkách červenou barvou (viz příloha 3).

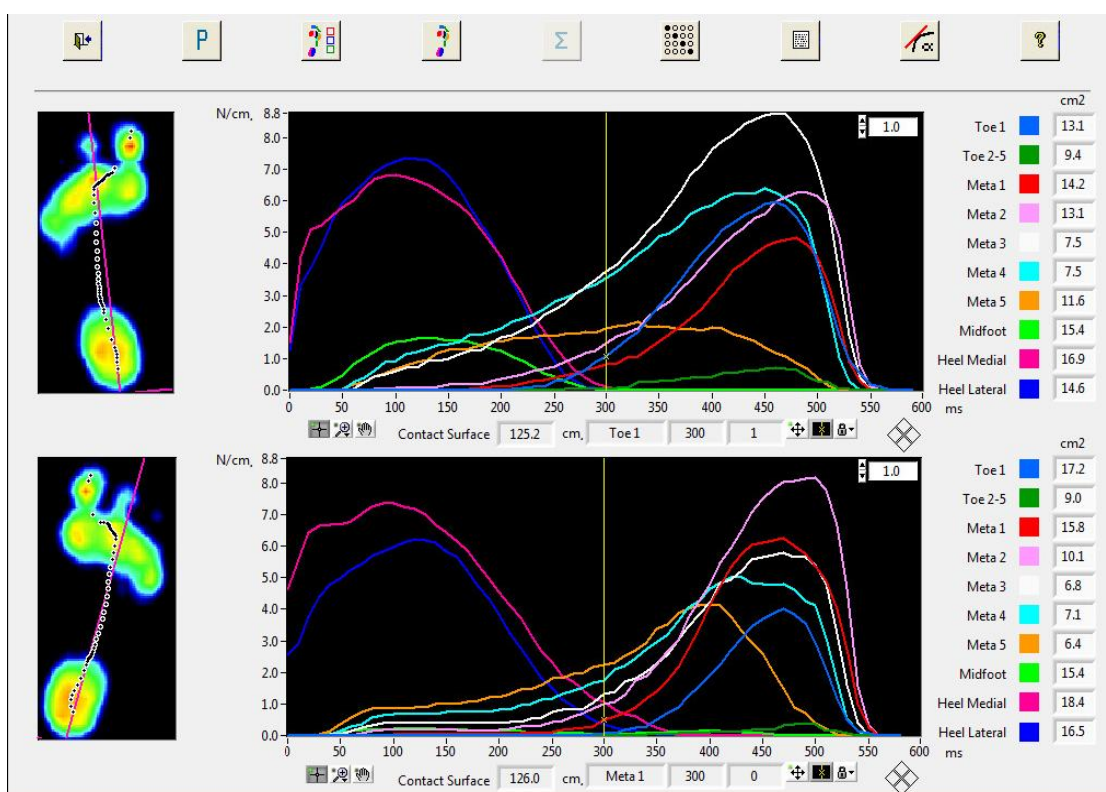
Obrázek 7. Funkce zone division



Tabulka 1. Table export - př. proband z kontrolní skupiny, levá noha

	% Contact	Max P N/cm ²	Time Max P ms	Impulse Ns/cm ²
Left	%	N/cm ²	ms	Ns/cm ²
Toe 1	28	3	630	0,3
Toe 2-5	39	1,5	620	0,2
Meta 1	67	1,5	570	0,3
Meta 2	81	11,8	590	2,7
Meta 3	83	14,2	590	3,8
Meta 4	83	19,2	550	5,2
Meta 5	79	14,1	480	3,9
Midfoot	64	2,2	370	0,6
Heel Medial	47	12,2	140	2,4
Heel Lateral	46	10,1	150	2,1

Obrázek 8. Velikosti tlaků v průběhu stojné fáze po rozdělení chodidla do deseti částí



5 VÝSLEDKY

Pro interpretaci výsledků byly pro srovnání použity průměrné hodnoty u jednotlivých parametrů. U nich jsou v tabulkách vyznačeny statisticky významné rozdíly, které jsme vyhodnotili pomocí Fischerova LSD testu (viz příloha 3). Sledovali jsme rozdíly mezi fotbalisty a kontrolní skupinou a rozdíly v různých fázích sezóny u skupiny fotbalistů.

5.1 Výsledky k parametru % Contact

% Contact – je doba zatížení oblasti vzhledem k trvání stojné fáze

Časový parametr % Contact při chůzi se při srovnání skupiny fotbalistů s kontrolní skupinou liší. U všech oblastí kromě prstců je procentuálně vyšší hodnota doby zatížení vzhledem k trvání stojné fáze u fotbalistů oproti kontrolní skupině. U prstců je tato hodnota u fotbalistů nižší. (H2 potvrzena)

Časový parametr % Contact při chůzi se při srovnání hodnot v různých fázích sezóny u skupiny fotbalistů liší. U všech oblastí kromě prstců byla procentuálně nejnižší hodnota doby zatížení vzhledem k trvání stojné fáze hned na začátku měření oproti následujícím měřením. (H4 potvrzena)

Porovnání rozdílů mezi jednotlivými měřeními u fotbalistů během sezóny, a také porovnání fotbalistů s kontrolní skupinou jsou zvýrazněny v tabulce 2.

Tabulka 2. Výsledky k parametru % Contact

Fotbal (F)							Kontrolní (K)		p
%Contact	F1		F2		F3				
Oblast	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	
Toe 1	40,4	12,6	44,1	14,2	40,7	12,8	51,6	14,3	F1,F2,F3<K
Toe 2-5	28,8	17,6	30,9	16,6	32,7	25,4	34,6	15,8	F1<K
Meta 1	66,7	12,3	70,9	12,3	70,0	12,2	67,3	10,7	F2>K,F1<F2
Meta 2	76,5	9,0	79,8	4,7	78,7	7,9	76,7	5,1	F2>K, F1<F2
Meta 3	78,9	5,8	81,4	3,4	82,4	2,7	78,3	3,8	F2,F3>K, F1<F2,F3
Meta 4	77,0	7,5	80,0	3,6	81,7	1,6	77,8	4,2	F2,F3>K, F1<F2,F3
Meta 5	72,4	9,1	75,6	5,1	77,8	3,0	72,2	10,0	F2,F3>K, F1<F2,F3
Midfoot	52,9	11,9	56,5	9,3	56,9	9,3	50,5	9,8	F2,F3>K, F1<F2,F3
Heel Medial	53,0	8,2	56,0	8,4	53,5	9,7	50,4	8,1	F2>K, F1<F2
Heel Lateral	50,9	7,8	53,4	8,2	51,6	9,5	47,8	6,9	F1,2,3>K, F1<F2

Vysvětlivky (tabulky 2 - 5):

F1 – měření fotbalistů před sezónou,

F2 - měření fotbalistů během sezóny

F3 - měření fotbalistů po sezóně

K – měření kontrolní skupiny

p – hladina statistické významnosti

5.2 Výsledky k parametru Impulse

Impulse – jedná se o tlakový impuls

Tlakový parametr Impulse při chůzi se při srovnání skupiny fotbalistů s kontrolní skupinou liší. V oblastech paty, středonoží, 3-5. metatarzu byl tlakový impulz vyšší u fotbalistů oproti kontrolní skupině. U oblastí prstů byl tlakový impulz nižší u fotbalistů oproti kontrolní skupině. (H1 potvrzena)

Tlakový parametr Impulse při chůzi se při srovnání hodnot v různých fázích sezóny u skupiny fotbalistů liší. Tlakový impulz se zvýšil po sezóně v oblastech středonoží, 3-5. metatarzu ve srovnání s předešlými fázemi sezóny. Z výsledků je také vidět vzestupná tendence tlakového impulzu mezi prvním a druhým měřením ve všech oblastech kromě paty a palce. U oblasti středonoží, 3-5. metatarzu je patrný nárůst tlakového impulzu během celé sezóny. (H3 potvrzena)

Porovnání rozdílů mezi jednotlivými měřeními u fotbalistů během sezóny, a také porovnání fotbalistů s kontrolní skupinou jsou zvýrazněny v tabulce 3.

Tabulka 3. Výsledky k parametru Impulse

Fotbal (F)							Kontrolní (K)		P
Impulse	F1		F2		F3				
Oblast	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	
Toe1	1,2	0,9	1,5	0,9	1,2	0,7	2,1	1,0	F1,F2,F3<K
Toe 2-5	0,2	0,2	0,3	0,4	0,3	0,4	0,5	0,6	F1,F2,F3<K, F1<F2
Meta 1	3,2	2,0	3,8	2,2	3,0	1,5	3,3	1,7	F1<F2, F2>F3
Meta 2	6,3	2,1	7,2	2,3	6,7	2,6	6,7	2,0	F1<F2
Meta 3	5,8	1,9	6,6	1,5	7,4	1,6	6,3	1,6	F3>K, F1<F2<F3
Meta 4	4,5	2,1	5,5	1,5	6,9	1,5	4,8	1,9	F2,F3>K, F1<F2<F3
Meta 5	2,9	2,2	3,6	1,8	4,8	1,6	3,1	1,7	F3>K, F1<F2<F3
Midfoot	0,7	0,6	1,2	0,7	1,4	0,6	0,9	0,6	F2,F3>K, F1<F2<F3
Heel Medial	5,2	2,0	5,6	2,5	4,5	1,8	4,8	1,4	F2>K,F2>F3
Heel Lateral	4,0	1,5	4,5	2,0	4,2	1,7	3,7	0,9	F2>K, F1<F2

5.3 Výsledky k parametru MaxP

Max P – je maximální tlak ve sledované oblasti

Tlakový parametr MaxP při chůzi se při srovnání skupiny fotbalistů s kontrolní skupinou liší. V oblastech 4. a 5. metatarzu byl maximální tlak vyšší u fotbalistů. V oblastech prstců, středonoží a paty byl maximální tlak u kontrolní skupiny vyšší než u fotbalistů. (H1 potvrzena)

Tlakový parametr MaxP při chůzi se při srovnání hodnot v různých fázích sezóny u skupiny fotbalistů liší. Maximální tlak byl vyšší po sezóně u oblastí středonoží a 4-5. metatarzu oproti druhému měření. Naopak u oblastí paty a palce byl maximální tlak vyšší během sezóny oproti třetímu měření po sezóně. U oblastí 1-3. metatarzu byl maximální tlak nejvyšší hned na začátku sezóny. U oblasti 2-5. prstce byl vyšší maximální tlak během sezóny oproti jejímu začátku. (H3 potvrzena)

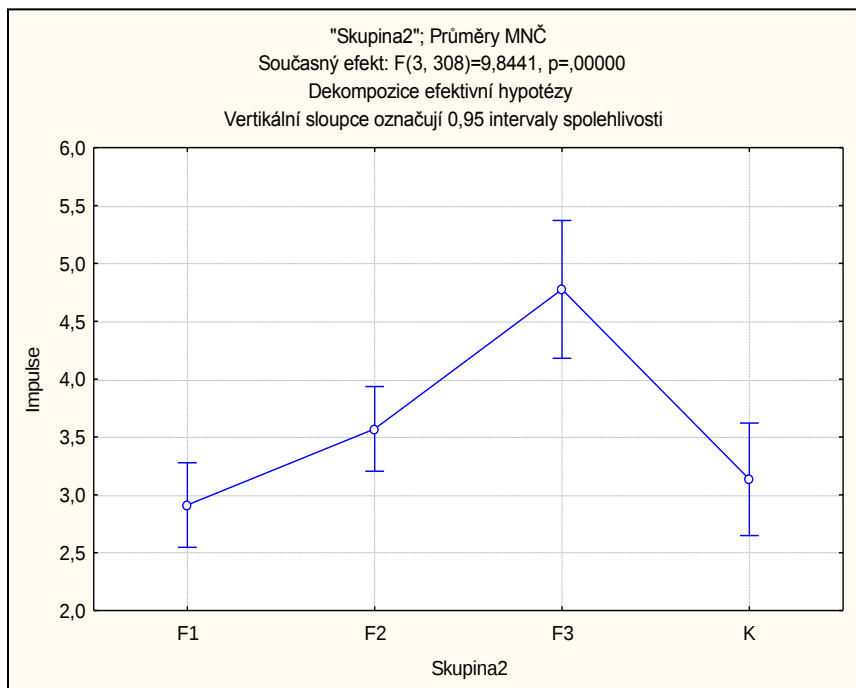
Porovnání rozdílů mezi jednotlivými měřeními u fotbalistů během sezóny, a také porovnání fotbalistů s kontrolní skupinou jsou zvýrazněny v tabulce 4.

Tabulka 4. Výsledky k parametru Max P

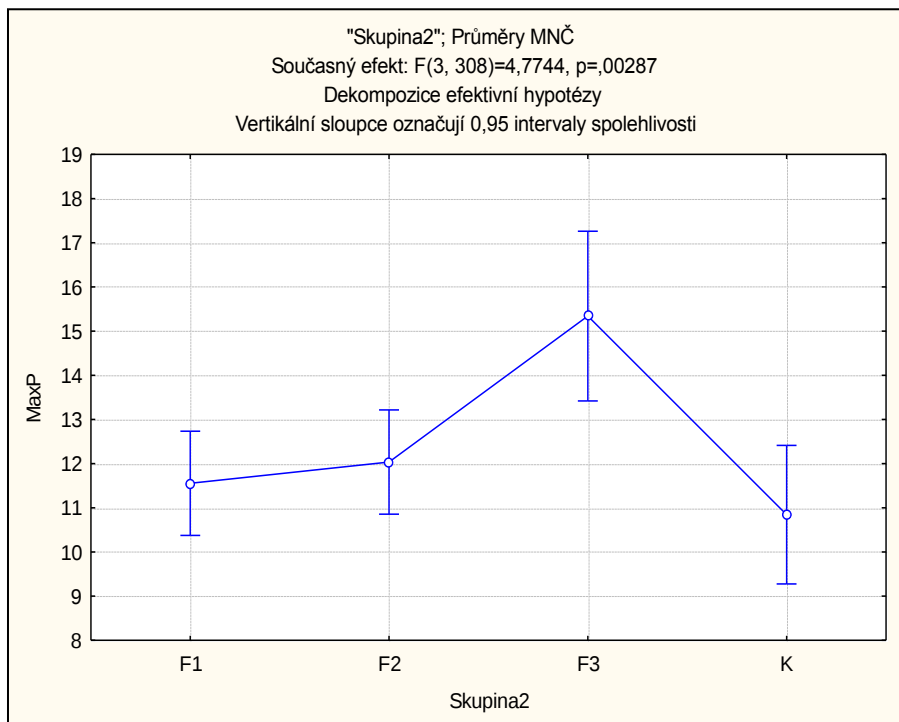
Fotbal (F)							Kontrolní (K)		p
Max P	F1		F2		F3				
Oblast	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	
Toe1	8,6	5,2	8,9	4,8	7,2	3,5	12,6	5,5	F1,F2,F3<K, F2>F3
Toe 2-5	1,7	1,2	2,7	1,7	2,2	1,7	3,9	3,1	F1,F2,F3<K, F1<F2
Meta 1	16,2	8,6	15,6	7,1	13,3	4,9	14,6	7,0	F1>F3
Meta 2	29,5	7,5	27,7	7,0	25,9	7,5	27,7	5,8	F1>F3
Meta 3	26,0	6,8	24,2	5,0	25,9	5,0	24,6	4,7	F1>F2
Meta 4	19,6	7,5	19,0	4,9	21,7	5,0	17,4	6,2	F1,F3>K, F2<F3
Meta 5	11,6	7,4	12,0	5,6	15,3	5,0	10,8	5,3	F3>K, F1,F2<F3
Midfoot	3,2	2,3	4,9	2,7	5,2	2,3	4,9	2,9	F1<K,F1<F2<F3
Heel Medial	24,4	6,9	23,1	8,3	19,7	6,1	24,3	6,7	F3<K,F1,F2>F3
Heel Lateral	19,5	6,1	19,4	7,2	18,5	5,9	19,5	4,8	

Grafové znázornění změn tlakového impulsu a maximálního tlaku jsou vidět na obrázku 9. a 10.

Obrázek 9. Příklad změny tlakového impulzu po sezóně (F3) v oblasti 4. metatarzu



Obrázek 10. Příklad změny maximálního tlaku po sezóně (F3) v oblasti 5. metatarzu



5.4 Výsledky k parametru TimeMaxP

Time Max P – je okamžik působení maximálního tlaku ve sledované oblasti

Časový parametr TimeMaxP při chůzi se při srovnání skupiny fotbalistů s kontrolní skupinou liší. V oblastech paty, středonoží, 2. a 5. metatarzu je tento parametr vyšší u fotbalistů v porovnání s kontrolní skupinou. (H2 potvrzena)

Časový parametr TimeMaxP při chůzi se při srovnání hodnot v různých fázích sezóny u skupiny fotbalistů liší jen ve dvou oblastech, v oblasti paty a středonoží. (H4 potvrzena)

Porovnání rozdílů mezi jednotlivými měřeními u fotbalistů během sezóny, a také porovnání fotbalistů s kontrolní skupinou jsou zvýrazněny v tabulce 5.

Tabulka 5. Výsledky k parametru Time Max P

Fotbal (F)							Kontrolní (K)		p
Time Max P	F1		F2		F3				
Oblast	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	Průměr	SD	
Toe1	85,7	4,6	85,8	9,5	85,3	4,8	85,8	3,8	
Toe 2-5	82,7	11,6	85,3	3,7	81,8	14,0	82,2	14,0	
Meta 1	77,8	4,4	76,4	9,7	78,2	4,2	75,6	7,1	
Meta 2	80,9	3,2	80,1	4,1	80,7	4,3	79,3	3,8	F1>K
Meta 3	76,5	4,0	75,8	4,5	77,0	3,6	75,8	4,6	
Meta 4	71,4	6,9	68,9	10,9	68,8	11,2	70,5	7,7	
Meta 5	62,5	11,9	61,2	13,3	58,8	13,1	56,1	15,4	F1,F2>K
Midfoot	30,3	11,9	33,3	12,4	36,3	10,7	26,6	7,4	F1,F2,F3>K, F1<F3
Heel Medial	19,1	3,5	19,7	5,2	18,8	3,7	19,9	4,1	
Heel Lateral	17,2	4,4	18,7	5,9	18,0	4,3	16,2	4,7	F2>K, F1<F2

6 Diskuze

6.1 Srovnání tlakových a časových parametrů mezi fotbalisty a kontrolní skupinou:

Výsledky nám ukázali rozdíly v parametrech maximálního tlaku a tlakového impulzu mezi fotbalisty a kontrolní skupinou. Maximální tlak byl vyšší u fotbalistů v oblasti 4-5. metatarsu. V oblasti paty, středonoží a prstů byl vyšší u kontrolní skupiny. Tlakový impulz byl u fotbalistů vyšší v oblasti paty, středonoží, 3-5. metatarsu.

U obou skupin byla největší maxima tlaků a tlakových impulzů shodně zaznamenána v oblasti palce, a také v oblasti druhého a třetího metatarzu. To potvrzuje studie, kterou provedli Maetzler et al. (2010). Zjišťovali rozložení tlaků u normální nohy. Studie se zúčastnilo 23 zdravých osob a měření proběhlo dvakrát po sobě s odstupem jednoho týdne. V této studii nás zajímaly nejvyšší hodnoty maxim tlaků a hodnoty tlakových impulzů ve sledovaných oblastech. Nejvyšší hodnoty zaznamenali rovněž v oblasti palce, druhého a třetího metatarzu. K podobným výsledkům došli také Putti et al. (2008), kteří analyzovali tlakové a časové parametry u normální nohy. Studie se zúčastnilo 53 zdravých osob a měření proběhlo dvakrát po sobě s odstupem cca jednoho týdne. Nejvyšší hodnoty maxim tlaků a tlakových impulzů zaznamenaly v oblasti druhého a třetího metatarzu, pak následoval palec.

Přetížení v oblasti 2. a 3. metatarzu může vést k rozvoji bolestivých stavů, jako jsou třeba metatarzalgie. Většinou vznikají v důsledku přetížení některé části předonoží. Další důležitou složkou je rovnoměrné zatěžování všech hlaviček metatarzů, které je dané správným postavením příčné klenby (Matějovský, 2002). Tato klenba by mohla být narušena právě u skupiny fotbalistů. V oblasti od 3. metatarzu laterálně k malíkové hraně jsme totiž zaznamenali vyšší hodnoty tlakových parametrů u fotbalistů oproti kontrolní skupině. Může to být způsobeno větším zatížením v oblasti nohy u fotbalistů v důsledku (tréninkového zatížení, mnoho zápasů, únavy apod.).

Výsledky nám také ukázali rozdíly v časových parametrech mezi fotbalisty a kontrolní skupinou. U všech oblastí kromě prstů je procentuálně vyšší hodnota doby zatížení vzhledem k trvání stojné fáze u fotbalistů oproti kontrolní skupině. U prstů byla tato hodnota u fotbalistů nižší. Doba působení maximálního tlaku byla delší u fotbalistů v oblasti paty, středonoží, 2. a 5. metatarsu. Z výsledků je také patrné, že nejvyšší hodnoty jsme u obou skupin zaznamenali shodně v oblastech prstů a 1-3. metatarzu. Tento poznatek se shoduje

s výsledky studie, kterou provedli Putti et al. (2008). Nejvyšší hodnoty tohoto časového parametru zaznamenali také v oblastech prstců a 1-3. metatarzu.

6.2 Srovnání tlakových a časových parametrů u fotbalistů během sezóny

Výsledky nám ukázali rozdíly v parametru maximálního tlaku a tlakového impulsu u fotbalistů během různých fází sezóny. Tlakový impuls se zvýšil po sezóně v oblastech středonoží, 3-5. metatarzu ve srovnání s předešlými fázemi sezóny. Maximální tlak byl vyšší po sezóně v oblasti středonoží a 4-5. metatarsu.

Může to dle mého názoru souviset s velkou zátěží během sezóny, hlavně vlivem běhání. Porovnávali jsme proto tyto výsledky s výsledky studií zabývajících se analýzou rozložení tlaků na chodidle u vrcholových atletů.

Např. Nagel et al. (2008) zkoumali ve své práci maratonské běžce. Zajímalo je, jestli má vytrvalostní běh nějaký vliv na rozložení tlaků v oblasti nártu. Protože právě v oblasti nártu u vrcholových běžců zaznamenali nárůst v počtu únavových zlomenin. Studie se zúčastnilo 200 běžců, kteří se zúčastnili maratonského běhu. Měření tlakových parametrů probíhalo před a po skončení závodu. Sledovali oblast prstců a oblast předonoží, hlavně jestli se nějak změní poměr zatížení v těchto oblastech. Výsledky byly takové, že došlo ke zvýšení maxim tlaků a tlakových impulsů v oblasti předonoží, v oblasti prstců došlo ke snížení těchto maxim. Po závodě tedy došlo k posunu zatížení od prstců více proximálně do oblasti předonoží. My jsme sledovali všechny oblasti nohy nejen oblast prstců a předonoží. Nám výsledky měření ukázaly zvýšení tlakových parametrů po sezóně také v oblasti předonoží (konkrétně oblast 3 - 5. metatarzu), navíc v oblasti ještě proximálnějšího středonoží. To svědčí o zvýšeném zatížení v těchto oblastech a může tak u fotbalistů přispět ke vzniku např. únavové zlomeniny.

Zvýšení tlakových parametrů v oblasti 3-5. metatarsu (tedy v oblasti malíkové hrany nohy) po sezóně jsme porovnávali ještě s jinou studií. Hoffmann et al. (1998) sledovali pomocí přístroje footscan, jestli má bolest na přední straně kolenního kloubu nějaký vliv na rozložení tlaků na plosce nohy. Cílem této studie bylo zjistit, jestli je nějaká souvislost mezi těmito obtížemi a rozložením tlaků na plosce nohy. Konkrétně se jednalo o přístroj footscan® pro mat, velikosti 0,5 x 1,0 m, 8196 senzorů, to znamená 4 senzory na 1 cm², s délkou plošiny 12 metrů. Bylo provedeno statické i dynamické měření. Pro statické měření probandů ve stoji byla použita speciální podložka. Při měření chůze absolvovali probandi 5 pokusů po dvanácti metrové plošině. Pro účel této studie bylo nakonec vybráno a statisticky zpracováno 15

probandů - atletů. Pro zpracování dat byl použit program Footscan® scientific 4.21. Pro analýzu tlaků byly použity tyto body: 2 body (hlavička prvního a pátého metatarsu) pro statické měření a 5 bodů (hlavičky všech metatarsů) pro dynamické měření chůze. Výsledky statického měření stoje ukázaly, že rozložení tlaku pod hlavičkou 5. metatarsu a na malíkové hraně nohy je větší než pod hlavičkou 1. metatarsu a mediální částí nohy. Výsledky dynamického měření ukázaly tyto naměřené hodnoty rozložení tlaku v oblasti předonoží: M1: 27%, M2: 22%, M3: 20%, M4: 16%, M5: a 15% bylo bráno jako průměrná hodnota. To podle nich znamenalo, že mediální část nohy (M1 + M2 nese 49% tlaků oproti laterální části (M3-M5), která nese 51% rozložení tlaku. Tato studie nám potvrdila, že u této skupiny sportovců je rozložení tlaků také větší v oblasti malíkové hrany nohy.

Výsledky nám také ukázali rozdíly v časových parametrech u fotbalistů během různých fází sezóny. Nižší hodnoty doby zatížení vzhledem k trvání stojné fáze byly u všech oblastí kromě prstů u prvního měření oproti těm následujícím během sezóny. Časový parametr TimeMaxP při chůzi se při srovnání hodnot v různých fázích sezóny u skupiny fotbalistů ale lišil jen ve dvou oblastech, v oblasti paty a středonoží.

Noha člověka je schopna přizpůsobit se běžné zátěži. V průběhu života na ni však působí mnoho faktorů, které mohou tuto odolnost snížit. U fotbalistů může být tato odolnost snižována např. tím, že absolvují v hrací obuvi většinu tréninkových dávek nehledě na zápasová zatížení. To platí ovšem i pro jiná sportovní odvětví. Oslabením se zvyšuje předpoklad pro vznik funkčních změn a deformit v oblasti nohy (Janura et al., 2007). Nemůžeme proto vyloučit vliv funkčních změn a deformit v oblasti nohy i na ostatní pohybové segmenty a osový aparát (Véle, 2006).

V této diplomové práci jsou popsány výsledky v průběhu jedné poloviny sezóny. Bylo by ale zajímavé zhodnotit, jestli mohou mít změny tlakových a časových parametrů na chodidle vliv na nastavení ostatních segmentů. To by ale vyžadovalo dlouhodobější sledování této skupiny fotbalistů v delším časovém horizontu než je jedna polovina sezóny. Aby bylo možné objektivně zhodnotit a popsat tyto změny chtělo by to dle mého názoru alespoň 5 let opakovaného měření a pozorování. Protože během jediné sezóny mohou být výsledky ovlivněny např. zraněním v oblasti kotníku, nebo také nevytížeností hráče během sezóny, pokud málo hraje nebo sedí na lavičce jako náhradník. Tyto faktory by šly z dlouhodobějšího hlediska určitě eliminovat.

Z hlediska krátkodobého pozorování a měření tlakových parametrů na chodidle by bylo zajímavé srovnat, jestli se třeba nějakým způsobem změnil tlakové parametry na chodidle po samotné tréninkové zátěži, jak je třeba zaznamenali Nagel et al. (2008) u skupiny maratonských běžců bezprostředně po samotném závodě. Tyto poznámky mohou být podnětem a inspirací třeba pro další diplomové práce.

7 Závěr

V rámci této diplomové práce jsme zjistili tyto změny v tlakových a časových parametrech.

Srovnání tlakových a časových parametrů mezi fotbalisty a kontrolní skupinou:

- Tlakový impulz byl u fotbalistů vyšší v oblasti paty, středonoží, 3-5. metatarsu. V oblasti prstců byl vyšší u kontrolní skupiny.
- Maximální tlak byl vyšší u fotbalistů v oblasti 4-5. metatarsu. V oblasti paty, středonoží a prstců byl vyšší u kontrolní skupiny.
- Doba působení maximálního tlaku byla delší u fotbalistů v oblasti paty, středonoží, 2. a 5. metatarsu.
- Vyšší hodnoty doby zatížení vzhledem k trvání stojné fáze byly u fotbalistů naměřeny ve všech oblastech nohy. Výjimku tvořili prstce, kde byly doby zatížení vyšší u kontrolní skupiny.

Srovnání tlakových a časových parametrů u fotbalistů v různých fázích sezóny:

- Tlakový impulz se zvýšil po sezóně v oblastech paty, středonoží, 3-5. metatarzu ve srovnání s předešlými fázemi sezóny. V oblasti středonoží a 3-5. metatarsu došlo k postupnému zvyšování tlakového impulzu během všech tří fází sezóny.
- Maximální tlak byl vyšší po sezóně v oblasti středonoží a 4-5. metatarsu. Naopak u oblastí paty a palce byl maximální tlak nejvyšší během sezóny než po jejím konci. U oblastí 1-3. metatarzu byl maximální tlak nejvyšší hned na začátku sezóny. Během sezóny se také zvýšil maximální tlak oproti prvnímu měření v oblasti 2-5. prstu.
- Doba působení maximálního tlaku byla v oblasti paty kratší na začátku sezóny ve srovnání s druhým měřením. Byla také kratší v oblasti středonoží na začátku sezóny oproti třetímu měření po sezóně.
- Nižší hodnoty doby zatížení vzhledem k trvání stojné fáze byly u všech oblastí kromě prstců na začátku sezóny oproti následujícím měřením.

8 Souhrn

Tlakové plošiny jsou v současnosti využívány v mnoha odvětvích například v ortotice a protetice, sportovní medicíně, fyzioterapii a neurologii. Samotnou metodikou měření se v současné době zabývá mnoho autorů. Jejich cílem je co nejvíce zpřesňovat a objektivizovat tuto metodiku měření stoje a chůze. Vedle měření rozložení tlaku na chodidle poskytuje systém Footscan® důležité informace o pohybu nohy a časových a prostorových parametrech během chůze.

Cílem této diplomové bylo zpracovat a porovnat rozložení tlaků na chodidle při chůzi u fotbalistů před sezónou a po sezónním zatížení.

Pro samotné měření byl použit přístroj Footscan (RSScan International, Olen, Belgie). Pro objektivní zhodnocení tlakových a časových parametrů byl použit program Footscan gait. Experimentální skupinu tvořilo 18 fotbalistů (hráči do 19 let, $17,7 \pm 0,5$ let, 72 ± 5 kg). Měření probíhalo v různých fázích sezóny. Kontrolní skupinu tvořilo 10 studentů Fakulty tělesné kultury ($23,5 \pm 1,6$ let, $74,8 \pm 4,6$ kg). Porovnávali jsme tlakové a časové parametry u fotbalistů během různých fází soutěžního období. Porovnávali jsme tlakové a časové parametry mezi fotbalisty a kontrolní skupinou.

Výsledky ukázaly změny v tlakových i časových parametrech mezi fotbalisty a kontrolní skupinou. Tlakový impulz byl u fotbalistů vyšší v oblasti paty, středonoží, 3-5. metatarsu. U kontrolní skupiny byl zase vyšší maximální tlak v oblasti paty, středonoží a prstců. Vyšší hodnoty doby zatížení vzhledem k trvání stojné fáze byly u fotbalistů naměřeny ve všech oblastech nohy kromě prstců. Tlakové a časové parametry se při srovnání hodnot v různých fázích sezóny u fotbalistů také lišily. Tlakový impulz se zvýšil po sezóně v oblastech středonoží, 3-5. metatarsu. Maximální tlak byl vyšší po sezóně v oblasti středonoží a 4-5. metatarsu. Nižší hodnoty doby zatížení vzhledem k trvání stojné fáze byly zaznamenány u všech oblastí na začátku sezóny oproti těm následujícím.

9 Summary

Pressure platforms are currently used in many sectors, for example, in orthotics and prosthetics, sports medicine, physiotherapy, and neurology. The actual measurement methodology is currently being examined by many authors. Their aim is to make the methodology for measuring stance and gait as accurate and objective as possible. In addition to measuring foot pressure distribution, the Footscan® system provides important information on leg movement and temporal and spatial parameters during walking. The aim of this master's thesis was to process and compare plantar pressure distribution during walking of footballers before the season and after the strain of the season.

The Footscan device (RSScan International, Olen, Belgium) was used for the actual measurement. The Footscan Gait program was used for objective evaluation of pressure and temporal parameters. The experimental group consisted of 18 footballers (players up to age 19; age 17.7 ± 0.5 years; weight 72 ± 5 kg). Measurements were carried out during various phases of the season. The control group consisted of 10 students of the Faculty of Physical Culture (age 23.5 ± 1.6 years; weight 74.8 ± 4.6 kg). We compared the pressure and temporal parameters of footballers during various phases of the contest period. We compared the pressure and temporal parameters between the footballers and the control group.

The results showed changes in the pressure and temporal parameters between the footballers and the control group. In case of the footballers, the pressure impulse was higher in the heel area, in the midfoot area, and in the area of the 3rd to 5th metatarsal bone. In case of the control group, maximum pressure was higher again in the heel area, in the midfoot area, and in the toe area. As for the footballers, higher contact time values in relation to the duration of the stance phase were obtained in all areas of the foot except the toes. The footballers' pressure and temporal parameters differed as well when the values obtained in various phases of the season were compared. After the season, the pressure impulse increased in the midfoot area and in the area of the 3rd to 5th metatarsal bone and maximum pressure was higher in the midfoot area and in the area of the 4th to 5th metatarsal bone. Lower contact time values in relation to the duration of the stance phase were recorded in all the areas in the beginning of the season compared to the other phases of the season.

10 Referenční seznam

Alvarez, Ch., De Vera, M., Chhina, H., & Black, A. (2008). Normative data for the dynamic pedobarographic profiles of children. *Gait Posture*, 28, 309–315.

Andersen, E., Krosshaug, T., Olsen, O., Myklebust, G., & Bahr, R. (2005). Research approaches to describe the mechanisms of injury in sport: limitations and possibilities. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 330–339.

Anonymous (2012). Support – Manuals. Retrieved 20.5.2012 from the: www.rsscan.com.

Čihák, R. (2006). *Anatomie 1*. Praha: Grada Publishing.

De Cock, A., Willems, T., Witvrouw, E., Vanrenterghem, J., & De Clercq, D. (2006). A functional foot type classification with cluster analysis based on plantar pressure distribution during jogging. *Gait Posture*, 23, 339–347.

Dowling, A. M., Steele, J. R., & Baur, L. A. (2004). What are the effects of obesity in children on plantar pressure distributions? *Int. J. Obes. Relat. Metab. Disord.*, 28(11), 1514–9.

Dungl, P. (1989). *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum.

Dungl, P. et al. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.

Dvořák, R. (2005). Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 18 – 22.

Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in Cerebral Palsy*. New York: Mac Keith Press.

Greenman, P. E. (1986). *Principles of Manual Medicine*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Gutmann, G., & Véle, F. (1978). *Das Aufrechte Stehen*. Westdeutscher Verlag. Forschungsberichte des Landes Nordrhein-Westfalen, No 2796. Fachgruppe Medizin.

Hägglund, M., Walden, M., Bahr, R., & Ekstrand, J. (2005). Methods for epidemiological study of injuries to professional football players: developing the UEFA model. *British Journal of Sports Medicine*, 39(6), 340–346.

Hoffmann, L., Schwirtz, A., Neubert, A., & Pfaff, G. (1998). *Anterior knee pain and its correlation to the plantar pressure*. Universität Freiburg: Institut für Sport und Sportwissenschaft.

Chaloupka, R. et al. (2001). *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně.

Janura, M., Svoboda, Z., Gregorková, A., Elfmark, M., & Petrová, D. (2007). Zatížení chodidla při chůzi osob s juvenilní formou hallux valgus. *Med. Sport. Boh. Slov.*, 16(2), 68 – 77.

Kapandji, I. A. (1987). *The fysiology of joints – volume two-lower limb*. London: Churchill Livingstone.

Klementa, J. (1987). *Somatometrie nohy*. Praha: SPN.

Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 152 – 164.

Kolář, P. (2010). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Praha: Sdělovací technika.

Lewit, K., & Lepšíková, M. (2008). Chodidlo - významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 99-104.

Maetzler, M., Bochdansky, T., & Abboud, R. J. (2010). Normal pressure values and repeatability of the Emed((R)) ST2 systém. *Gait Posture*. July 19.

Magee, D. J. (1992). *Orthopaedic physical Assessment* (2nd ed.). Philadelphia: W. B. Saunders.

Matějovský, Z. (2002). *Statické deformity přednoží*. Česká lékařská společnost J. E. Purkyně. Retrieved 20.5. 2012 from the World Wide Web: www.cls.cz/dokumenty2/os/t212.rtf.

Nagel, P., Fernholz F, & Kibele, D. (2008). Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: a barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait posture*, 27(1), 152-5.

McDonald, S. W., & Tavener, G. (1999). Pronation and supination of the foot:confused terminology. *The Foot*, 9, 6-11.

Menz, H. B., & Morris, M. E. (2006). Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait Posture*, 24, 229–236.

Mueller, M. J., Zou, D., & Lott, D. J. (2005). „Pressure Gradient” as an indicator of plantar skin injury. *Diabetes Care*, 28, 2908–2912.

Myšáková, M. (2011). *Ovlivnění chůze různými akustickými podněty u osob s Parkinsonovou chorobou* [Diplomová práce]. Olomouc: UPOL FTK.

Novotný, J. (2012). Přednáška v rámci předmětu Patofyziologie zátěže.

Opálka, T. (2001). *Hodnocení svalových dysbalancí a pohybových stereotypů u hráčů fotbalu* [Diplomová práce]. Olomouc: UPOL FTK.

Owings, T. M., Apelqvist, J., Stenström, A., Becker, M., Bus, S. A., Kalpen, A., Ulbrecht, J. S., & Cavanagh, P. R. (2009). Plantar pressures in diabetic patients with foot ulcers which have remained healed. *Diabet. Med.*, 26(11), 141-6.

Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and Pathological Function*. Thorofare, NJ: Slack.

Price, J. R., Hawkins, D. R., Hulse, A. M., & Hodson, A. (2004). The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. *British Journal of Sports Medicine*, 38, 466-471.

Přidalová, M., Riegerová, J., & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu*. Olomouc: Hanex.

Putti, A. B., Arnold, G. P., Cochrane, L. A., & Abboud, R. J. (2008). Normal pressure values and repeatability of the Emed ST4 systém. *Gait Posture*, 27(3), 501-5.

Stejskal, P. (2008). Poznámky z přednášky „Sportovní zranění ve fotbale“, FTK UPOL.

Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace-Systém Vicon MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17(1), 26-31.

Toppischová, M., & Šnoplová, A. (2008). Funkce nohy [Electronic version]. *Bolest*, 2, 107-109. Retrieved 2.3.2012 from World Wide Web: http://www.tigis.cz/bolest/documents/07_08_topisova.pdf.

Travell, J. G., & Simons, D. G. (1992). *Myofascial pain and dysfunction. The trigger point manual the Loir extremities*. Baltimore: Williams and Wilkins.

Valmassy, R. L. (1995). *Clinical biomechanics of the Loir extremities*. St.Louis: Mosby.

Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 84 – 85.

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I.část) Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 115-121.

Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (II.část) Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 122-129.

Vařeka, I. & Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 94-102.

Vařeka, I. & Vařeková, R. (2005). Patokineziologie nohy a funkční ortézování. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 156 – 166.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Vaughan, C. L., Davis, B. L., & O'Connor, J. C. (1992). *Dynamics of Human Gait*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.

Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (2nd ed.). Praha: Triton.

Whittle, M. W. (1997). *Gait analysis: an introduction* (2nd ed.). Oxford: Butterworth-Heinemann.

Whittle, M. W. (2007). *Gait Analysis: An Introduction* (4th ed.). Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann.

11 Přílohy

Seznam příloh

Příloha 1 – Informovaný souhlas

Příloha 2 – Vyjádření etické komise FTK

Příloha 3 – Hladiny statistické významnosti při použití Fisherova LSD testu

Příloha 1 – Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Studie: **Analýza rozložení tlaků na chodidle při chůzi u Fotbalistů**

Jméno:

Datum narození:

Účastník je do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl jsem podrobně informován o cíli studie, o postupu měření a použitých metodách, porozuměl jsem všem informacím a také tomu, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
3. Byl jsem seznámen se skutečností, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či mohu odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrností dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní data poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
6. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:
studií:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto

Datum:

Datum:

Příloha 2 - Vyjádření etické komise FTK



Fakulta tělesné kultury

Univerzity Palackého

tř. Míru 115

OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně

doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.

doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.

Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 10.5.2012 byl projekt diplomové práce autora

Bc. Jana Hirsche s názvem:

ANALÝZA ROZLOŽENÍ TLAKŮ NA CHODIDLE PŘI CHŮZI U FOTBALISTŮ

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 34/2012 dne:18.5.2012.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**

s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP

PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.

předsedkyně

razítko fakulty

Příloha 3 – Fisherův LSD test

Fisher LSD testy pro jednotlivé oblasti

Heel Lateral		F1	F2	F3	K
% Contact	F1		0,023106	0,634276	0,019539
	F2	0,023106		0,225744	0,000024
	F3	0,634276	0,225744		0,022653
	K	0,019539	0,000024	0,022653	
MaxP	F1		0,873376	0,377840	0,970866
	F2	0,873376		0,444805	0,921152
	F3	0,377840	0,444805		0,439568
	K	0,970866	0,921152	0,439568	
TimeMaxP	F1		0,036418	0,380729	0,231111
	F2	0,036418		0,498464	0,003048
	F3	0,380729	0,498464		0,081520
	K	0,231111	0,003048	0,081520	
Impulse	F1		0,023626	0,465464	0,300349
	F2	0,023626		0,341418	0,003200
	F3	0,465464	0,341418		0,138453
	K	0,300349	0,003200	0,138453	

Heel Mediall		F1	F2	F3	K
% Contact	F1		0,009833	0,750940	0,061930
	F2	0,009833		0,109452	0,000057
	F3	0,750940	0,109452		0,077433
	K	0,061930	0,000057	0,077433	
MaxP	F1		0,201139	0,000599	0,950230
	F2	0,201139		0,012248	0,305358
	F3	0,000599	0,012248		0,002091
	K	0,950230	0,305358	0,002091	
TimeMaxP	F1		0,245930	0,755565	0,248272
	F2	0,245930		0,242058	0,866418
	F3	0,755565	0,242058		0,231536
	K	0,248272	0,866418	0,231536	
Impulse	F1		0,166863	0,067461	0,164395
	F2	0,166863		0,004515	0,010584
	F3	0,067461	0,004515		0,572421
	K	0,164395	0,010584	0,572421	

Midfoot		F1	F2	F3	K
% Contact	F1		0,011004	0,036947	0,156450
	F2	0,011004		0,840130	0,000377
	F3	0,036947	0,840130		0,002659
	K	0,156450	0,000377	0,002659	
MaxP	F1		0,000006	0,000039	0,000128
	F2	0,000006		0,445271	0,969092
	F3	0,000039	0,445271		0,468695
	K	0,000128	0,969092	0,468695	
TimeMaxP	F1		0,053429	0,004259	0,045934
	F2	0,053429		0,149606	0,000305
	F3	0,004259	0,149606		0,000034
	K	0,045934	0,000305	0,000034	
Impulse	F1		0,000000	0,000000	0,011983
	F2	0,000000		0,176803	0,011745
	F3	0,000000	0,176803		0,001340
	K	0,011983	0,011745	0,001340	

Meta 5		F1	F2	F3	K
% Contact	F1		0,001873	0,000138	0,875912
	F2	0,001873		0,125135	0,005062
	F3	0,000138	0,125135		0,000329
	K	0,875912	0,005062	0,000329	
MaxP	F1		0,571357	0,001067	0,476869
	F2	0,571357		0,004203	0,233392
	F3	0,001067	0,004203		0,000419
	K	0,476869	0,233392	0,000419	
TimeMaxP	F1		0,474865	0,137497	0,002932
	F2	0,474865		0,338088	0,017430
	F3	0,137497	0,338088		0,308663
	K	0,002932	0,017430	0,308663	
Impulse	F1		0,012786	0,000000	0,472608
	F2	0,012786		0,000778	0,159515
	F3	0,000000	0,000778		0,000035
	K	0,472608	0,159515	0,000035	

Meta 4		F1	F2	F3	K
% Contact	F1		0,000026	0,000002	0,331579
	F2	0,000026		0,087621	0,008318
	F3	0,000002	0,087621		0,000297
	K	0,331579	0,008318	0,000297	
MaxP	F1		0,497057	0,059284	0,028761
	F2	0,497057		0,017153	0,106482
	F3	0,059284	0,017153		0,000617
	K	0,028761	0,106482	0,000617	
TimeMaxP	F1		0,050432	0,125829	0,574038
	F2	0,050432		0,935395	0,269108
	F3	0,125829	0,935395		0,342862
	K	0,574038	0,269108	0,342862	
Impulse	F1		0,000069	0,000000	0,381938
	F2	0,000069		0,000123	0,011092
	F3	0,000000	0,000123		0,000000
	K	0,381938	0,011092	0,000000	

Meta 3		F1	F2	F3	K
% Contact	F1		0,000047	0,000025	0,377764
	F2	0,000047		0,221739	0,000015
	F3	0,000025	0,221739		0,000006
	K	0,377764	0,000015	0,000006	
MaxP	F1		0,019470	0,916799	0,144236
	F2	0,019470		0,103270	0,594392
	F3	0,916799	0,103270		0,288347
	K	0,144236	0,594392	0,288347	
TimeMaxP	F1		0,240255	0,482427	0,333290
	F2	0,240255		0,116460	0,974996
	F3	0,482427	0,116460		0,160653
	K	0,333290	0,974996	0,160653	
Impulse	F1		0,001228	0,000001	0,131852
	F2	0,001228		0,008693	0,207508
	F3	0,000001	0,008693		0,000762
	K	0,131852	0,207508	0,000762	

Meta 2		F1	F2	F3	K
% Contact	F1		0,000631	0,092757	0,901870
	F2	0,000631		0,384848	0,005224
	F3	0,092757	0,384848		0,152224
	K	0,901870	0,005224	0,152224	
MaxP	F1		0,065248	0,006263	0,102441
	F2	0,065248		0,167646	0,948257
	F3	0,006263	0,167646		0,228779
	K	0,102441	0,948257	0,228779	
TimeMaxP	F1		0,125413	0,828604	0,012056
	F2	0,125413		0,357886	0,223782
	F3	0,828604	0,357886		0,072548
	K	0,012056	0,223782	0,072548	
Impulse	F1		0,003937	0,391276	0,231155
	F2	0,003937		0,197337	0,204944
	F3	0,391276	0,197337		0,865818
	K	0,231155	0,204944	0,865818	

Meta 1		F1	F2	F3	K
% Contact	F1		0,011625	0,147476	0,774706
	F2	0,011625		0,669728	0,062176
	F3	0,147476	0,669728		0,275080
	K	0,774706	0,062176	0,275080	
MaxP	F1		0,576792	0,041246	0,187937
	F2	0,576792		0,102841	0,398970
	F3	0,041246	0,102841		0,413515
	K	0,187937	0,398970	0,413515	
TimeMaxP	F1		0,149095	0,789743	0,053717
	F2	0,149095		0,182041	0,480227
	F3	0,789743	0,182041		0,076835
	K	0,053717	0,480227	0,076835	
Impulse	F1		0,024764	0,632980	0,751611
	F2	0,024764		0,032487	0,110307
	F3	0,632980	0,032487		0,493680
	K	0,751611	0,110307	0,493680	

Toe 1		F1	F2	F3	K
% Contact	F1		0,075434	0,886886	2,37031E-07
	F2	0,075434		0,239029	0,000203556
	F3	0,886886	0,239029		6,37E-05
	K	2,37E-07	0,000204	6,37E-05	
MaxP	F1		0,522322	0,126398	8,63E-07
	F2	0,522322		0,045813	1,10E-05
	F3	0,126398	0,045813		1,56E-07
	K	8,63E-07	1,10E-05	1,56E-07	
TimeMaxP	F1		0,13954	0,611	0,915492071
	F2	0,13954		0,109253	0,249277262
	F3	0,611	0,109253		0,584826699
	K	0,915492	0,249277	0,584827	
Impulse	F1		0,05857	0,76361	4,98E-09
	F2	0,05857		0,08875	1,53E-05
	F3	0,76361	0,08875		8,05E-07
	K	4,98E-09	1,53E-05	8,05E-07	

Toe 2-5		F1	F2	F3	K
% Contact	F1		0,386881	0,249507	0,048729506
	F2	0,386881		0,608808	0,215160954
	F3	0,249507	0,608808		0,605301588
	K	0,04873	0,215161	0,605302	
MaxP	F1		0,000236	0,179025	1,48E-11
	F2	0,000236		0,160348	0,000143894
	F3	0,179025	0,160348		2,05E-05
	K	1,48E-11	0,000144	2,05E-05	
TimeMaxP	F1		0,083657	0,63158	0,756598984
	F2	0,083657		0,078616	0,07511913
	F3	0,63158	0,078616		0,848802155
	K	0,756599	0,075119	0,848802	
Impulse	F1		0,011746	0,093322	4,68E-07
	F2	0,011746		0,847077	0,00298019
	F3	0,093322	0,847077		0,011421644
	K	4,68E-07	0,00298	0,011422	