

# SLEDOVÁNÍ RELIABILITY U VYBRANÝCH PARAMETRŮ NOHY PROSTŘEDNICTVÍM FOOTSCAN SYSTEM U ŽEN STŘEDNÍHO VĚKU

## Monitoring the reliability of selected leg parameters set by the FootScan system for middle-aged women

Tereza Sofková, Miroslava Přidalová

Katedra přírodních věd v Kinantropologii,  
Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci,  
Česká republika

### Abstract

A properly functioning support body system indicates a properly functioning foot area and its optimal mobility that depends on the formation of appropriate anatomical structures. The FootScan® system is a tool that enables us to record changes in foot kinesiology parameters.

The aim of the study was to assess changes of selected parameters of the sole with the FootScan® system in a group of middle-aged women after regular physical exercise using repeated measurements.

Fifty-four women with weight of 73.2 kg (SD = 12.9), height of 166.7 cm (SD = 6.0), foot size 39 (SD = 2) (EUR), and age 52.4 (SD = 4) participated in the study. Their lifestyle was sedentary and they were interested in physical exercise. The women started attending a course of aerobics three times a week for six months. Plantar pressure distribution was analysed by the FootScan® system. The function that was used divides the foot into 9 areas in which we measured a range of parameters with respect to intraindividual variations. A reliability coefficient was set for particular parameters to evaluate soles in their complexity. The repeated measurement was carried out six months after the first measurement.

Significant differences were found in certain areas of the sole after physical activity, particularly in the area of the heel, mid-foot and forefoot. The observed parameters were shown to be rather constant. After numerous observations of the foot types and the positioning of the heel, the arched foot type with the valgoid heel position was found to be normal (most frequent).

The results showed that focused, regular and guided physical activity had positive effect not only on foot loading, but also on walking quality. Physical activity did not demonstrate a fundamental change in the foot types and the positioning of the heel. Considering the limited possibilities of further changes observed in the women, it is not possible to conclude whether there is a chance of stabilization. There is a wide variety of human locomotion; therefore, it is essential to consider this fact in different kinds of studies. The practical contribution of the project lies in evaluation of reliability on the repeated measurements under the influence of physical activity.

**Key words:** foot kinesiology, deliberate physical activity, aerobic exercise, FootScan® system, walking

### Úvod

Optimálně fungující podpůrně pohybový systém znamená také jeho správně fungující bazální článek nohy a optimalizaci jejich kineziologických funkcí v závislosti na utvářených ana-

tomických strukturách. Pokud je morfologie nohy pozměněna, mění se také její schopnost reagovat na podněty ve smyslu pružnosti, plastičnosti a reaktivnosti; dochází ke změnám velikostí a směrů plantárních sil a tlaků. Noha jako bazální článek podpůrně pohybového systému zastává nejen biomechanickou funkci, ale je také senzitivním čidlem.

Struktura a funkce nohy podmiňuje skladbu a řazení kineziologických vzorců při chůzi a tím biomechanicko-kineziologickou a motorickou výkonnost organismu. Již od dětství je bohatá na fyziologické i patologické variace. Mimo kostěnou strukturu určují optimální výkonnost i podstatu a průběh klinických insuficiencí kloubní spojení a měkké tkáně (Čihák, 2001; Dungl, 2005; Kučera, Korbelař, Kolář, & Linc, 1994).

Díky vlivu zevních a vnitřních faktorů, jako je oslabení měkkých tkání nožní klenby; nepřiměřená fyzická zátěž ve smyslu např. nedostatečné nebo neadekvátní pohybové aktivity nebo nadváhy a obezity; anatomicky nevhodné obuvi či užívání mimo její účel, se struktura a funkce nohy v průběhu života mění. To způsobuje vytváření deformit, které se projevují většími či menšími zdravotními potížemi. Neoptimální zatížení či přetížení nohy znamená přetěžování dalších kloubů na dolních končetinách, její sníženou pohyblivost, sníženou sílu a sníženou schopnost plantárních vjemů, čímž dochází ke změnám plantárních vzorů. Zpětně tak má změna morfologie nohy vliv na kloubní pohyblivost a řetězení svalových funkcí na trupu i dolních končetinách. Vzhledem ke kinetické funkci nohy se pak mění biomechanika kroku jedince a stereotyp chůze (Buchanan & Davis, 2005; Hessert et al., 2005; Menz et al., 2003; Přidalová, Seifertová, Elfmark, & Janura, 2003).

Měření tlaků v oblasti chodidla je využíváno v klinické i sportovní praxi pro posouzení anatomických deformací, odchylek při diagnostice chůze, prevence a nebezpečí pádů u seniorské populace, prevence výskytu dekubitů u diabetické nohy, při neurologických nebo motorických deficitech. S postupujícím věkem se setkáváme s nižší stabilitou při chůzi, která je doplněná menší silou, kratším krokem a vyšším rizikem pádů. Odstranění některých insuficiencí v oblasti nohy může přispět k odstranění problémů v oblasti podpůrně pohybového systému a naopak. Využití je také pro zkvalitnění tréninkového procesu ve vybraných sportovních disciplínách, např. při odrazových aktivitách (Eils et al., 2002; Imamura et al., 2002; Menz, 2004; Menz & Morris, 2006; Přidalová, Vorálková, Elfmark, Riegerová, & Janura, 2003).

### Cíl

Cílem této práce bylo zhodnocení vlivu pravidelné pohybové aktivity na vybrané parametry plosky nohy při opakovaných měřeních systémem FootScan® u žen středního věku.

U vybraných parametrů jsme sledovali reliabilitu mezi prvním a druhým měřením. Dále jsme sledovali změny stylu chůze vzhledem k výskytu typu nohy a postavení paty, které nastaly vlivem realizované aerobní aktivity

### Metodika

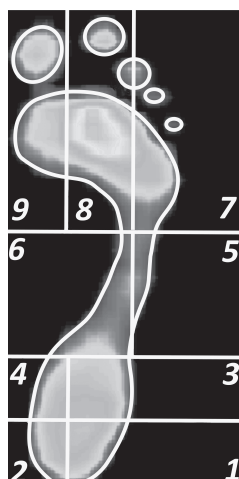
U 54 žen bylo sledováno opakovaně zatížení v jednotlivých oblastech planty při chůzi. Jejich průměrný věk byl  $52,4 \pm 4$  let. Průměrná tělesná hmotnost činila  $73,2 \pm 12,9$  kg, průměrná tělesná výška byla  $166,7 \pm 6,0$  cm a velikost nohy  $39 \pm 2$  (EUR). Vstupním kritériem byl sedavý životní styl, zájem těchto žen o cvičení, zdravotní stav umožňující absolvovat pohybový program v nejširším možném rozsahu a také ochota podrobit se opakovanému měření po šesti měsících. Ženy navštěvovaly kurz aerobiku třikrát týdně po dobu šesti měsíců pod dohledem zkušené lektorky aerobiku. Při závěrečném měření došlo ke snížení průměrné hodnoty tělesné hmotnosti na  $72,0 \pm 11,9$  kg.

Rozložení plantárního tlaku jsme sledovali prostřednictvím systému FootScan® na katedře přírodních věd v kinantropolo-

gii, Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Zaměřili jsme se na sledování vybraných parametrů charakterizujících zatížení plosky nohy v devíti oblastech chodidla při chůzi. Při šetření byla zohledněna lateralita nohou. Pro vlastní šetření byly použity ve specifických oblastech chodidla tyto parametry (Obrázek 1):

- **contact** – doba kontaktu specifické oblasti vzhledem k celkové době chodidla (%);
- **peak** – doba maximálního kontaktu specifické oblasti vzhledem k celkové době chodidla (%);
- **load time** – doba zatížení vzhledem k době bez zátěže ve specifické oblasti (%);
- **load rate** – rychlost zatížení specifické oblasti (N/ms);
- **comp** – poměr sil ve specifických oblastech s průměrnou silou v části chodidla, ke které náleží (%).

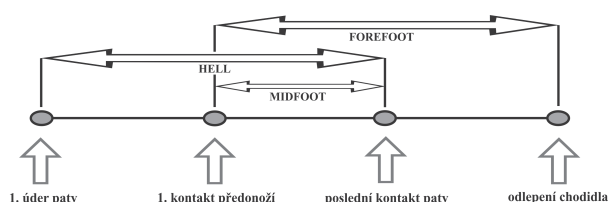
**Obrázek 1.** Specifické oblasti nohy (upraveno dle Anonymus, 1999)



Koeficienty reliability byly sledovány u následujících parametrů (Obrázek 2):

- **heel** – doba zatížení oblasti paty a středonoží k opěrné fázi nohy (%);
- **midfoot** – doba zatížení plosky nohy k době opěrné fáze nohy (%);
- **forefoot** – doba zatížení oblasti středonoží a předonoží k době opěrné fáze nohy (%).

**Obrázek 2.** Rozdělení opěrné fáze nohy dle systému FootScan®



Reliabilita byla hodnocena zvláště pro levou a pravou nohu u následujících parametrů:

- **mid** – poměr plochy středonoží k celkové ploše plosky nohy (%);
- **surface** – kontaktní plocha plosky nohy (cm<sup>2</sup>);
- **dx** – rozsah pohybu působíště vektoru reakční síly podložky v mediolaterálním směru (mm);
- **dy** – rozsah pohybu působíště vektoru reakční síly podložky v anteroposteriorním směru (mm).

Dále jsme sledovali změny vzhledem k výskytu typu nohy a postavení paty. Byly diferencovány následující typy nohy:

- **LFF** (lehce plochá noha);
- **NF** (normálně klenutá noha);
- **LHAF** (lehce vysoká noha);
- **HAF** (vysoká noha);
- **HHAF** (velmi vysoká noha).

Postavení paty bylo možno hodnotit jako valgózní (valgus), těžce valgózní (heavy), varózní (varus) a neutrální (neutral).

Testované ženy byly nejprve seznámeny s průběhem a zámerem měření. Před vlastním testováním měly ženy možnost vyzkoušet si přirozenou chůzi po plošině. Testování bylo realizováno třikrát. Každý z testů byl započat dva metry před měřicí plošinou. Opakované měření proběhlo po následujících šesti měsících ve standardních podmínkách.

Pro statistické zpracování měřených parametrů byl používán statistický software Statistica 9.0. Byly vypočítány základní statistické veličiny. U parametrů, které charakterizují typ nohy a postavení paty, byly vypočítány absolutní a relativní četnosti a vzájemné vztahy byly ověřeny metodou kontingenčních tabulek. Statistické porovnání bylo provedeno vícenásobnou analýzou rozptylu. Pro opakované pokusy byla zvolena analýza rozptylu pro závislá měření. Pro porovnání dvojice jsme použili Fisherův LSD post-hoc test. Statisticky významný rozdíl byl hodnocen v případě, kdy hladina významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy byla menší než 0,05. Při opakovaných pokusech byl také vypočítán koeficient reliability (opakovatelnosti), který nás informuje o stabilitě jednotlivých parametrů sledovaných touto metodou. Dle Vincenta (1994) hodnoty v intervalu 0,6–0,79 považujeme jako akceptovatelné v uvedeném parametru; hodnoty vyšší než 0,79 považujeme za vysoce reliabilní.

## Výsledky a diskuze

Na základě provedené analýzy výsledků byly zjištěny po aplikaci cílené pohybové aktivity statisticky významné rozdíly v oblasti paty, středonoží a předonoží ( $p < 0,05$ ). Z důvodu laterální shody nespecifikujeme výsledky v oblasti pravé a levé nohy.

Oblast paty byla rozdělena na čtyři oblasti. V první a druhé oblasti (zadní laterální a mediální část paty) jsme zaznamenali statisticky významný rozdíl při opakovaném měření v době maximálního kontaktu, době zatížení, rychlosti zatížení a v porovnání specifických sil. V třetí a čtvrté oblasti (přední laterální a mediální část paty) jsme prokázali při opakovaném měření statisticky významný rozdíl v době kontaktu a v rychlosti zatížení. V přední mediální části paty byl zaznamenán při opakovaném měření statisticky významný rozdíl v porovnání specifických sil. Tato oblast je u chůze první v kontaktu s plochou, můžeme tedy hovořit o vyšší intraindividuální variabilitě parametrů. Průměrné hodnoty sledovaných parametrů jsou však bez výrazných změn. Za více stabilní z pohledu sledovaných parametrů je možno považovat pokusy v druhém měření. U všech pokusů druhého měření bylo dosaženo ve sledovaných parametrech vyšších průměrných hodnot.

Pro názornost uvádíme intervaly spolehlivosti hodnot parametru peak v 1. oblasti (Obrázek 3a, 3b). Následně prezentujeme tabulku diferencí, která ukazuje statisticky významný rozdíl mezi příslušnými dvojicemi pokusů (Tabulka 1).

Oblast středonoží obsahuje pátou a šestou oblast nebo-li laterální a mediální část středonoží. V obou oblastech jsme prokázali při opakovaném měření statisticky významný rozdíl v době maximálního kontaktu. V laterální části středonoží byl zaznamenán při opakovaném měření statisticky významný rozdíl v době zatížení a v porovnání specifických sil. Průměrné hodnoty sledovaných parametrů v oblasti středonoží jsou při druhém měření vyšší a jeví se jako více stabilní.

Sledováním vztahů mezi rozložení tlaku a bolestí pod vlivem působení ortopedických vložek prokázali Stolwijk,

Keijsers, Nienhuis a Duysens (2008). Analýzou bylo zjištěno snížení plantárního tlaku za použití vložky v oblasti hlavičky palcového metatarzu a v oblasti paty. Naopak zvýšený tlak byl zaznamenán v laterální části středonoží.

Oblast předonoží byla rozdělena na sedmou oblast laterální části předonoží, osmou oblast střední části předonoží, devátou oblast mediální části předonoží. Vlivem aerobní aktivity se průměrné hodnoty parametrů signifikantně nezměnily. V laterální části předonoží jsme prokázali mezi měřeními statisticky významný rozdíl v době kontaktu a v době maximálního kontaktu. Ve střední části předonoží jsme prokázali po aplikaci pohybové aktivity statisticky významný rozdíl v době kontaktu, v době maximálního kontaktu a v rychlosti zatížení. V průměrných hodnotách těchto parametrů v druhém měření jsme nezaznamenali změnu. V mediální části předonoží byl pozorován statisticky významný rozdíl po zahájení pravidelného pohybu v době kontaktu, v době maximálního kontaktu, v době zatížení a rychlosti zatížení.

Uvádíme intervaly spolehlivosti hodnot parametru contact v 9. oblasti (Obrázek 4a, 4b). Dále prezentujeme podrobnější tabulku diferencí, která vystihuje statisticky významný rozdíl mezi příslušnými dvojicemi pokusů (Tabulka 2).

Nejkratší dobu setrvává na podložce zadní část paty a nejdelší je v kontaktu předonoží. K podobným výsledkům dospě-

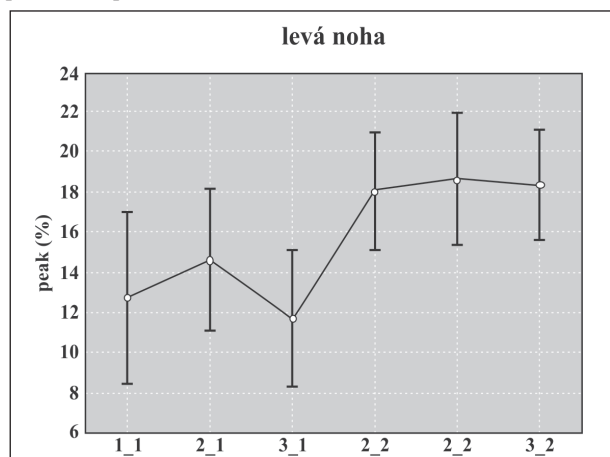
li, např. také De Rock et al. (2000); Hamill a Knutzen (1995); Rezková (2005). Zprvu je znatelné postupné zatěžování až do položení plosky nohy, kde se doba kontaktu zvyšuje. Poté následuje střední opěrné období končící „zvednutím“ paty, posledním odtážením je zvednutí špičky. Maximální zatížení nacházíme v oblasti předonoží. Výsledky studií Rosenbauma et al. (1994), podobně jako Meyringam et al. (1997) vykazují prakticky shodné výsledky.

Důležitou veličinou je rychlost chůze. Podle Smidta (1990) je rychlost chůze funkcí délky krokového cyklu a času krokového cyklu. Rychlost chůze je ovlivněna vnějšími vlivy prostředí i vnitřními mechanismy (Gage, 1991). Rychlost chůze je v úzkém vztahu se změnou kloubních rozsahů, reakční síly opěrné plochy, délkou krokového cyklu a energetickou spotřebou. V mnohých studiích byl dokázán těsný vztah mezi rychlostí chůze a délkou kroku (Inman, 1994; Murcková, 1998; Whittle, 1997; Winter, 1995).

Porovnáním parametru comp, vyjadřující relativní působení síly ve specifické oblasti, jsme dospěli k poměru rozložení sil na plosce nohy. Oblast zadní části nohy je zatížena asi 50 %, mediální část předonoží 33 % a laterální část předonoží 17 %.

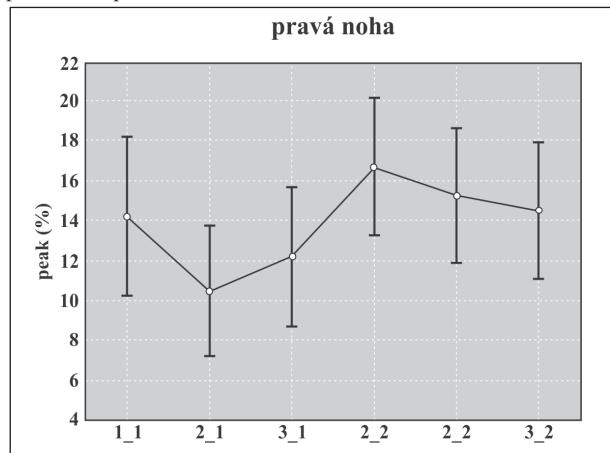
Rezková (2005) uvádí, že stabilita sledovaných parametrů na základě hodnocení koeficientu reliability (Vincent, 1994) u vybraných parametrů, je dobrá. Nejméně stabilní oblastí,

**Obrázek 3a.** Průměrné hodnoty a 95% intervaly spolehlivosti parametru peak v 1. oblasti



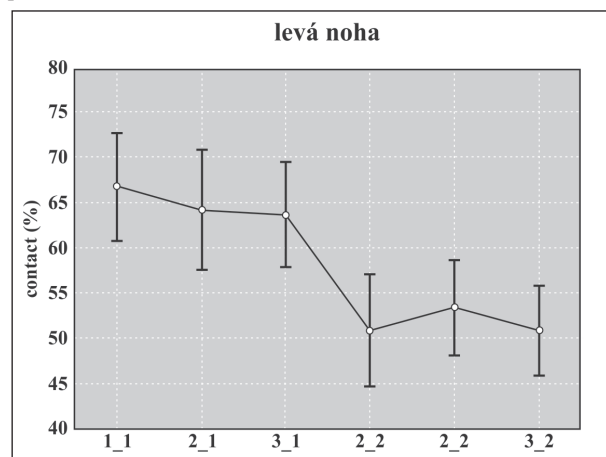
Poznámka: 1-3\_1 – tři pokusy prvního měření, 1-3\_2 – tři pokusy druhého měření

**Obrázek 3b.** Průměrné hodnoty a 95% intervaly spolehlivosti parametru peak v 1. oblasti pravé nohy



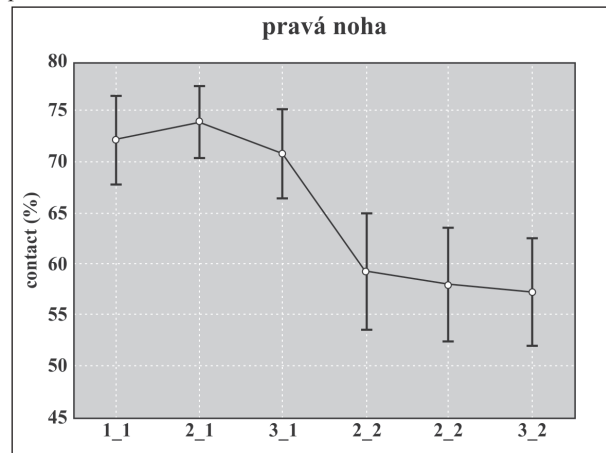
Poznámka: 1-3\_1 – tři pokusy prvního měření, 1-3\_2 – tři pokusy druhého měření

**Obrázek 4a.** Průměrné hodnoty a 95% intervaly spolehlivosti parametru contact v 9. oblasti levé nohy



Poznámka: 1-3\_1 – tři pokusy prvního měření, 1-3\_2 – tři pokusy druhého měření

**Obrázek 4b.** Průměrné hodnoty a 95% intervaly spolehlivosti parametru contact v 9. oblasti pravé nohy



Poznámka: 1-3\_1 – tři pokusy prvního měření, 1-3\_2 – tři pokusy druhého měření

z hlediska opakovatelnosti pokusů, je oblast mediální části předonoží. Velice stabilní se jeví oblast paty. Také Low a Dixon (2010) uvádějí vysoké hodnoty korelací, které potvrzují poměrně dobrou opakovatelnost ve velikosti sil a plantárních tlaků ve všech oblastech nohy. Podobné výsledky byly zjištěny také u klinických studií, např. Leeden et al. (2004) u artritických pacientů potvrdil dobrou reprodukovatelnost dvou stupňového protokolu nebo Bus a Lange (2005) u diabetické neuropatické nohy. Někteří autoři však poukazují na vyšší rozdíly koeficientů reliability v rámci jednotlivých částí nohy, např. předonoží oproti zánoží (Maiwald et al., 2008).

Pozornost jsme pro komplexnost hodnocení vybraných parametrů plošky nohy zaměřili na zatížení oblasti paty a středonoží k době opěrné fáze nohy, na sledování poměru mezi dobou zatížení plošky nohy k době opěrné fáze nohy (midfoot) a na sledování poměru doby zatížení oblasti středonoží a předonoží k době opěrné fáze nohy (forefoot). Hodnoty koeficientu reliability dle Vincenta (1994) prokázaly celkově velmi dobrou stabilitu u sledovaných parametrů (Tabulka 3). Uvedené parametry je potřeba hodnotit v kontextu lidského pohybu vykazujícího značnou variabilitu. Dále byly sledovány v rámci prvního a druhého měření u levé i pravé nohy následující parametry: mid (poměr plochy středonoží k celkové ploše plošky nohy), surface (kontaktní plocha plošky nohy), dx (rozsah pohybu působíště vektoru reakční síly podložky v mediolaterálním směru), dy (rozsah pohybu působíště vektoru reakční síly podložky v předozadním směru). Při opakovaných pokusech byl vypočítán koeficient reliability, který nás informoval o akceptovatelné stabilitě jednotlivých parametrů mezi měřeními. Vysoká stabilita byla zaznamenána u parametrů mid, surface a dy. Na základě výsledků je možno konstatovat, že celkově zaznamenáváme velmi dobrou stabilitu u vybraných parametrů během chůze.

Anteroposteriorní komponenta reakční síly odpovídá 2 % hmotnosti těla při počátečním kontaktu a jeho vektor se zvětšuje ve směru dorzálním do maxima 16 až 17 % tíhové síly. Dorzální směr vektoru působí ve smyslu zpomalování rychlosti těla. Během střední stojné fáze mění komponenta  $F_y$  směr působení ventrálně a hodnoty dosahují 16 až 17 % tíhové síly. Křivka  $F_y$  má bifázický charakter z důvodu změny směru působení. Mediolaterální komponenta reakční síly  $F_x$  v mediálním směru dosahuje při počátečním kontaktu 8 % tíhové síly. Při jednooborové fázi se směr komponenty  $F_x$  mění v laterální, dosahuje 8 % tíhové síly. Při odvinutí paty a zvětšování rychlosti těla je dosaženo v mediálním směru další maximální hodnoty komponenty  $F_x$ . Mediolaterální komponenta  $F_x$  je při chůzi nejvíce variabilní co do velikosti a charakteru křivky, závisící na rotaci bérce a inverzním nebo everzním postavení nohy při kontaktu s podložkou (Whittle, 1997).

Seifertová (2003) se zabývala závislostí funkčních parametrů na typu nohy a postavení paty. Výsledky ukázaly, že u vysoké nohy (HAF) je poměr prakticky nezměněn. U velmi vysoké nohy (HHAF) je méně zatěžována laterální oblast a více oblast paty. Noha mírně vysoká (LHAF) a normální noha (NF) málo zatěžuje mediální předonoží a více jeho laterální část či patu. Závěrem lze říci, že čím vyšší noha, tím méně zatěžuje laterální předonoží. Mezi typy postavení paty rozdíly zaznamenány nebyly. Valgózní zánoží zatěžuje nepatrně více patu.

Dále byly sledovány systémem FootScan® četnosti typu nohy a postavení paty (Tabulka 4 a 5). Vstupní měření prokázalo u žen na obou chodidlech nejčastěji normálně klenutý typ nohy.

Při srovnávání typů nohy se levostranně nejčastěji vyskytuje velmi vysoká noha, druhá v pořadí se objevuje noha normálně klenutá. Pokud by se četnost typu nohy dělila například podle Vojšašáka (1998), byl by vysoký typ nohy nejčastější. Vzhledem k nárůstu výskytu vysoké nohy při 2. měření je

**Tabulka 1.** Hodnocení rozdílů a statistická významnost parametru peak v 1. oblasti

|     | levá noha |      |      |      |      |      | pravá noha |      |      |      |      |      |
|-----|-----------|------|------|------|------|------|------------|------|------|------|------|------|
|     | 1_1       | 2_1  | 3_1  | 1_2  | 2_2  | 3_2  | 1_1        | 2_1  | 3_1  | 1_2  | 2_2  | 3_2  |
| 1_1 | –         | 0,37 | 0,62 | 0,01 | 0,01 | 0,01 | –          | 0,07 | 0,33 | 0,22 | 0,60 | 0,80 |
| 2_1 | 0,37      | –    | 0,16 | 0,10 | 0,06 | 0,08 | 0,07       | –    | 0,40 | 0,01 | 0,02 | 0,05 |
| 3_1 | 0,62      | 0,16 | –    | 0,01 | 0,01 | 0,01 | 0,33       | 0,40 | –    | 0,03 | 0,13 | 0,26 |
| 1_2 | 0,01      | 0,10 | 0,01 | –    | 0,78 | 0,88 | 0,22       | 0,01 | 0,03 | –    | 0,49 | 0,28 |
| 2_2 | 0,01      | 0,06 | 0,01 | 0,78 | –    | 0,89 | 0,60       | 0,02 | 0,13 | 0,49 | –    | 0,70 |
| 3_2 | 0,01      | 0,08 | 0,01 | 0,88 | 0,89 | –    | 0,88       | 0,05 | 0,26 | 0,28 | 0,70 | –    |

Poznámka: 1–3\_1 – tři pokusy prvního měření, 1–3\_2 – tři pokusy druhého měření

**Tabulka 2.** Hodnocení rozdílů a statistická významnost parametru contact v 9. oblasti

|     | levá noha |      |      |      |      |      | pravá noha |      |      |      |      |      |
|-----|-----------|------|------|------|------|------|------------|------|------|------|------|------|
|     | 1_1       | 2_1  | 3_1  | 1_2  | 2_2  | 3_2  | 1_1        | 2_1  | 3_1  | 1_2  | 2_2  | 3_2  |
| 1_1 | –         | 0,48 | 0,39 | 0,01 | 0,01 | 0,01 | –          | 0,54 | 0,64 | 0,01 | 0,01 | 0,01 |
| 2_1 | 0,48      | –    | 0,88 | 0,01 | 0,01 | 0,01 | 0,54       | –    | 0,28 | 0,01 | 0,01 | 0,01 |
| 3_1 | 0,39      | 0,88 | –    | 0,01 | 0,01 | 0,01 | 0,64       | 0,28 | –    | 0,01 | 0,01 | 0,01 |
| 1_2 | 0,01      | 0,01 | 0,01 | –    | 0,47 | 0,99 | 0,01       | 0,01 | 0,01 | –    | 0,66 | 0,48 |
| 2_2 | 0,01      | 0,01 | 0,01 | 0,47 | –    | 0,48 | 0,01       | 0,01 | 0,01 | 0,66 | –    | 0,79 |
| 3_2 | 0,01      | 0,01 | 0,01 | 0,99 | 0,48 | –    | 0,01       | 0,01 | 0,01 | 0,48 | 0,79 | –    |

Poznámka: 1–3\_1 – tři pokusy prvního měření, 1–3\_2 – tři pokusy druhého měření

možno předpokládat, že pohybová aktivita je jedním z faktorů, který vznik vysoké nohy ovlivňuje. Výskyt vysoké nohy je dále ovlivněn chůzí po tvrdém terénu a tvrdou podrážkou. Při srovnávání typů nohy a postavení paty se v prvním měření oboustranně nejčastěji vyskytuje normálně klenutý typ nohy a měření prokázalo převážně valgózní postavení paty. Při sledování typů nohy a postavení paty v druhém měření se u levé nohy nejčastěji vyskytuje u velmi vysokého typu nohy

a u normálně klenutého typu nohy valgózní postavení paty. Nejčastější typ pravé normálně klenuté nohy zaznamenal valgózní postavení paty.

Dungl (2005) uvádí, že normálně klenutá noha je pružná, s plantigrádním došlapem, s vytvořenou podélnou a příčnou klenbou a současně i dostatečně rigidní, udržující svůj tvar v zatížení, s fyziologickým rozsahem pohybu v jednotlivých kloubech. Dungl (1989) uvádí, že normální hodnota pasivní

**Tabulka 3.** Hodnocení reliability u vybraných parametrů

| reliabilita | levá noha    |              | pravá noha   |              |
|-------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
|             | první měření | druhé měření | první měření | druhé měření |
| heel        | 0,45         | 0,67         | 0,63         | 0,55         |
| midfoot     | 0,79         | 0,78         | 0,67         | 0,59         |
| forefoot    | 0,81         | 0,72         | 0,72         | 0,57         |
| mid         | 0,90         | 0,79         | 0,89         | 0,80         |
| surface     | 0,95         | 0,88         | 0,95         | 0,91         |
| dx          | 0,70         | 0,54         | 0,68         | 0,55         |
| dy          | 0,88         | 0,92         | 0,68         | 0,79         |

**Tabulka 4.** Četnosti výskytu charakterizující typ levé nohy v 1. a 2. měření

| typ L1    | typ L2 |       |       |       |       | Σ řádků |
|-----------|--------|-------|-------|-------|-------|---------|
|           | LFF    | NF    | LHAF  | HAF   | HHAF  |         |
| LFF       | 1      | 4     | 0     | 0     | 0     | 5       |
| % celkem  | 0,93   | 3,74  | 0,00  | 0,00  | 0,00  | 4,67    |
| NF        | 2      | 17    | 15    | 7     | 5     | 46      |
| % celkem  | 1,87   | 15,89 | 14,02 | 6,54  | 4,67  | 42,99   |
| LHAF      | 1      | 5     | 9     | 7     | 8     | 30      |
| % celkem  | 0,93   | 4,67  | 8,41  | 6,54  | 7,48  | 28,04   |
| HAF       | 0      | 0     | 3     | 3     | 11    | 17      |
| % celkem  | 0,00   | 0,00  | 2,80  | 2,80  | 10,28 | 15,89   |
| HHAF      | 0      | 1     | 1     | 1     | 6     | 9       |
| % celkem  | 0,00   | 0,93  | 0,93  | 0,93  | 5,61  | 8,41    |
| Σ sloupců | 4      | 27    | 28    | 18    | 30    | 107     |
| % celkem  | 3,74   | 25,23 | 26,17 | 16,82 | 28,04 | 100,00  |

**Tabulka 5.** Četnosti výskytu charakterizující typ levé nohy a postavení paty v 1. a 2. měření

|           | typ nohy  | Vagus | Heavy | Varus | Neutral | Σ řádků |
|-----------|-----------|-------|-------|-------|---------|---------|
|           |           |       |       |       |         |         |
| 1. měření | LFF       | 6     | 1     | 1     | 1       | 9       |
|           | NF        | 44    | 5     | 4     | 4       | 57      |
|           | LHAF      | 32    | 6     | 3     | 1       | 42      |
|           | HAF       | 18    | 5     | 0     | 0       | 23      |
|           | HHAF      | 6     | 3     | 1     | 0       | 10      |
|           | Σ sloupců | 106   | 20    | 9     | 6       | 141     |
| 2. měření | LFF       | 6     | 0     | 1     | 0       | 7       |
|           | NF        | 24    | 6     | 0     | 1       | 31      |
|           | LHAF      | 21    | 3     | 3     | 2       | 29      |
|           | HAF       | 15    | 3     | 0     | 3       | 21      |
|           | HHAF      | 23    | 11    | 1     | 0       | 35      |
|           | Σ sloupců | 89    | 23    | 5     | 6       | 123     |

everze je pouze 5–7°. Proto může noha do značné míry kompenzovat valgózní postavení. Podle Sobotky (1996) je valgozita méně nepříznivá, protože přesouvá zatížení k mediální straně chodidla, což není v rozporu s přirozeným stavem jako u varozity, kdy je více zatížena laterální oblast chodidel.

Některé ženy kladly větší důraz na kvalitnější obuv, tím se snižuje riziko přetížení vazů a svalů nohy a předcházíme poklesu nožní klenby, eventuálně vzniku vysoké nohy. Podle Véleho (1997) se krátké svaly nohy aktivují při odvíjení nohy, tj. při dynamické zátěži. Důsledkem intenzivnější sportovní činnosti je pravděpodobnější výskyt vysokých typů nohy ve zkoumaném souboru. Půlroční pohybová aktivita neprokázala zásadní změny ve výskytu typu nohy a postavení paty.

Z důvodu laterální shody uvádíme typy levé nohy v 1. a 2. měření (nezávislé pokusy). Shoda je zaznamenána na hlavní

diagonále v 36 případech. Rozdíl o 1 stupeň ve 48 případech a o 2 stupně, což nám dává významnou odchylku, ve 23 případech. Můžeme sledovat nárůst výskytu vysoké nohy na obou stranách v druhém měření.

Při srovnávání typu nohy a postavení paty se v 1. měření vyskytuje normální typ nohy a měření prokázalo převážně valgózní postavení paty. Ve 2. měření bylo zaznamenáno valgózní postavení paty u velmi vysoké nohy a u normálně klenuté nohy.

### Závěr

Výsledky našeho šetření prokázaly, že cílená a pravidelná pohybová aktivita se projevila nejen v zatížení nohy, ale i v jiných parametrech charakterizujících kvalitu chůze. Byl stanoven koeficient reliability vybraných parametrů a byla prokázána celkově velmi dobrá stabilita.

Po aplikaci cílené pohybové aktivity jsme u vybraných parametrů zaznamenali statisticky významné rozdíly v oblasti paty, středonoží a předonoží. V oblasti paty jsme prokázali při opakovaných měření statisticky významný rozdíl v době kontaktu, době maximálního kontaktu, v době zatížení a v rychlosti zatížení. V oblasti středonoží jsme zaznamenali statisticky významný rozdíl pouze v době maximálního kontaktu. V oblasti předonoží byly stanoveny signifikantní difference u doby kontaktu, doby maximálního kontaktu a v rychlosti zatížení.

Sledováním četnosti typu nohy a postavení paty byl nejčastěji shledán normálně klenutý typ nohy s valgózním postavením paty. Vzhledem k existenci tří typů vysoké nohy, má v součtu typ vysoké nohy největší četnost.

Šestiměsíční pohybová intervence objektivně neprokázala zásadní změnu ve výskytu typu nohy a v postavení paty.

#### Limity studie

Vzhledem k omezené možnosti sledovat změny v dalším časovém horizontu nemůžeme potvrdit stabilizaci těchto parametrů. Opakovatelnost může být ovlivněna typem obuvi a také další realizovanou pohybovou aktivitou.

#### Souhrn

Optimálně fungující podpůrně pohybový systém znamená také správně fungující oblast nohy a její optimální pohyblivost v závislosti na utvářených anatomických strukturách. FootScan® systém je jedním z přístrojů, na kterém lze změny vybraných kineziologických parametrů v oblasti nohy zaznamenat.

Cílem práce bylo zhodnocení změn vybraných parametrů plosky nohy při opakovaných měřeních systémem FootScan® u sledované skupiny žen středního věku po realizaci pravidelné cílené pohybové aktivity aerobního charakteru.

Testování se zúčastnilo 54 žen. Jejich průměrná tělesná hmotnost činila  $73,2 \pm 12,9$  kg, průměrná tělesná výška byla  $166,7 \pm 6,0$  cm a velikost nohy  $39 \pm 2$ . Jednalo se o ženy průměrného věku  $52,4 \pm 4$  let, se sedavým stylem života a se zájmem o pravidelné cvičení. Pohybová intervence spočívala v absolvování třech cvičebních jednotek aerobiku týdně po dobu šesti měsíců. Rozložení plantárního tlaku jsme sledovali prostřednictvím systému FootScan®. V devíti specifických oblastech chodidla bylo sledováno spektrum parametrů s ohledem na intraindividuální variabilitu. Pro komplexnost hodnocení plosky nohy byl stanoven koeficient reliability jednotlivých parametrů. Opakované měření proběhlo po následujících šesti měsících ve standardních podmínkách.

V jednotlivých oblastech plosky nohy jsme zaznamenali u vybraných parametrů statisticky významné rozdíly po aplikaci pohybové aktivity v oblasti paty, středonoží a předonoží. Sledované parametry prokázaly opakovaně celkově velmi dobrou stabilitu. Frekvenčně byl nejčastěji shledán normálně klenutý typ nohy, s valgózním postavením paty.

Výsledky výzkumu prokázaly, že pravidelná a cílená pohybová aktivita se pozitivně projevila nejen v zatížení nohy, ale i v kvalitě chůze. Půlroční pohybová aktivita neprokázala zásadní změny v typu nohy a postavení paty. Vzhledem k omezené možnosti sledovat změny u těchto žen v dalším časovém horizontu nemůžeme potvrdit stabilizaci těchto parametrů v oblasti plosky nohy. Variabilita lidského pohybu dosahuje širokého spektra, proto je nutné k tomuto faktu přihlížet při různých typech studií. Praktický přínos spočíval ve stanovení reliability při opakovaných měřeních pod vlivem působení cílené pohybové aktivity.

**Klíčová slova:** kineziologie nohy, cílená pohybová aktivita, aerobní cvičení, FootScan® systém, chůze

#### Poděkování

Studie byla podpořena výzkumným grantem z Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy České republiky (č. MSM 6198959221) „Pohybová aktivita a inaktivita obyvatel České republiky v kontextu behaviorálních změn“.

#### Literatura

- Anonymous (1999). *User Manual for FootScan 6.3.2*. Olen: RSscan International.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada Publishing.
- Buchanan, K. R., & Davis, I. (2005). The Relationship Between Forefoot, Midfoot, and Rearfoot Static Alignment in Pain-Free Individuals. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 35(9), 559–566.
- De Cock, A., De Clercq, D., Willems, T., & Witvrouw, E. (2004). *Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults*. Retrieved 12. 1. 2010 from the World Wide Web: <http://www.elsevier.com/locate/gaitpost.html>
- Dungl, P. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing.
- Eils, E., Nolte, S., Tewes, M., Thorwesten, L., Volker, K., & Rosenbaum, D. (2002). Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *J Biomech*, 35, 1307–1313.
- Gage, J. R. (1991). *Gait analysis in cerebral palsy*. London: MacKeith Press.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (1995). Biomechanical basis of human movement. Baltimore: Williams & Wilkins.
- In: Seifertová, R. (2003). *Využití možností měření nášlapných sil prostřednictvím softwaru FootScan*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Hessert, M. J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L. A., Novak, V. (2005). Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatrics*, 5(8), doi:10.1186/1471-2318-5-8.
- Imamura, M., Imamura, S. T., Salomao, O., Perera, C. A., De Carvalho, A. E., & Neto, R. B. (2002). Pedobarometric evaluation of the normal adult male foot. *Foot Ankle Int*, 23, 804–810.
- Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F. (1994). *Human Locomotion*. In J. Rose & J. G. Gamble (Ed.), *Human walking* (pp. 1–22). Baltimore: Williams & Wilkins.
- Kučera, M., Korbelář, P., Kolář, P., & Linc, R. (1994). Noha – jeden z limitujících faktorů výkonnosti. *Medicina Sportiva Bohemica & Slovaca*, 3, 114–119.
- Low, D. C., & Dixon, S. J. (2010). Footscan pressure insoles: accuracy and reliability of force and pressure measurements in running. *Gait posture*, 32(4), 664–666.
- Maiwald, C., Grau, S., Krauss, I., Mauch, M., Axmann, D., & Horstmann, T. (2008). Reproducibility of plantar pressure distribution data in barefoot running. *J Appl Biomech*, 24(1), 14–23.
- Menz, H. B. (2004). Two feet or one person? Problems associated with statistical analysis of paired data in foot and ankle medicine. *Foot*, 14, 2–5.
- Menz, H. B., & Morris, M. E. (2006). Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait Posture*, 24, 229–236.
- Menz, H. B., Tiedemann, A., Kwan, M. M. S., Latt, M. D., & Lord, S. R. (2003). Reliability of clinical tests of foot and ankle characteristics in older people. *J Am Podiatr Med Assoc*, 93, 380–387.
- Meyring, S., Diehl, R. R., Milani, T. L., Hennig, E. M., & Berlit, P. (1997). Dynamic plantar pressure distribution measurements in hemiparetic patients. *Clinical Biomechanics*, 12, 60–65.

- Murcková, P. (1998). *Využití videografické vyšetřovací metody k analýze chůze u funkčních pohybových poruch*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Přidalová, M., Seifertová, R., Elfmark, M., & Janura, M. (2003). The Utilization of the Possibilities of the Pressure Forces Measurement by FootScan. *Bulletin Slovenskej antropologickej spoločnosti*, 6, 101–106.
- Přidalová, M., Vorálková, D., Elfmark, M., Riegerová, J., & Janura, M. (2003). The application of plantography and the method of pressure forces analyses for morphology and foot function evaluation. In: Sokolowski (Ed.), *Biospoleczne aspekty kultury fizycznej w wojsku* (pp. 332–339). Poznań: Drukarnia ESUS.
- Riegerová, J., Přidalová, M., & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu (příručka funkční antropologie)*. Olomouc: Hanex.
- Rezková, T. (2005). *Intraindividuální variabilita rozložení tlakových sil v oblasti chodidla při chůzi*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. (1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture*, 2, 191–197.
- Seifertová, R. (2003). *Využití možností měření nášlapných sil prostřednictvím softwaru FootScan*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Smidt, G. L. (1990). Rudiments of gait. In L. G. Smidt (Ed.), *Gait in rehabilitation* (pp. 65–96). New York: Churchill living stone.
- Sobotka, Z. (1996). Biomechanické funkce dolních končetin a chodidel. *Pohybové ústrojí*, 3(1), 28–37.
- Stolwijk, N. M., Keijsers, N. L. W., Nienhuis, B., & Duysens, J. (2008). *The effect of insoles on plantar pressure distribution and pain*. Retrieved 5. 2. 2010 from the World Wide Web: <http://www.rsscan.com.html>
- VanZant, R. S., McPoil, T. G., & Cornwall, M. W. (2001). Symmetry of plantar pressures and vertical forces in healthy subjects during walking. *J Am Podiatr Med Assoc*, 91, 337–342.
- Vařeka, I. (2004). *Posturální funkce dolní končetiny – vliv flexe v koleni na postavení v subtalárním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci*. Dizertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Vincent, W. J. (1994). *Statistics in kinesiology*. Champaign: Human Kinetics.
- Vojtaššák, J. (1998). *Ortopedia*. Bratislava: SAP-Slovak Academic Press.
- Whittle, M. W. (1997). *Gait analysis, an introduction*. Oxford: Butterworth-heinemann.
- Winter, D. A. (1995). *Anatomy, biomechanics and control of balance during standing and walking*. Waterloo, Canada: University of Waterloo.