

Analyza plantárního tlaku při chůzi

Plantar Pressure Analysis by Walking

Kateřina Lutonská, Martin Zvonař

Fakulta sportovních studií Masarykovy univerzity

Abstrakt:

Článek je zaměřen na problematiku hodnot plantárního tlaku a jeho distribuce v průběhu kroku. Obsahuje informace o vlastnostech a funkcích lidské nohy, zejména přibližuje metodu měření na pedografické plošině emed-at, demonstrovanou na případové studii – analytickém porovnání plantárních tlaků obézní ženy a studentky s normální hmotností.

Abstract:

The article is focused on issues of plantar pressure values and its distribution during walking. It contains information on characteristics and functions of human feet, and especially on a method of measurement with pedographic platform emed-at, demonstrated on a case study – analytical comparison of plantar pressures in obese woman and student with normal body weight.

Klíčová slova: Biomechanika chůze, plantární tlak, rozdíl v tělesné hmotnosti, pedografická plošina emed-at

Key words: Gait biomechanics, plantar pressure, difference in body weight, pedographic platform emed-at

ÚVOD

Z mnoha podologických výzkumů (Richter 2008, Seebeck 2005, aj.) již víme, že chodidla dokážou o člověku prozradit množství informací. Podepisuje se na nich jako na stavu celého pohybového aparátu různými způsoby řada genetických i jiných faktorů (Bernaciková, 2009), jako například životospráva, různé druhy sportovních aktivit, nemoci, zranění, přetěžování z dalších příčin nebo také zvolené modely obuvi.

Chodidlo nám zprostředkovává při pohybu i při stojích kontakt s podložkou. Působí na ně tíha celého těla, takže kosti, klouby, svaly a vazy nohy jsou jedněmi z nejzatíženějších. Jsou vystaveny otřesům, které se co největší měrou musí v chodidle absorbovat, aby se nepřenášely a neohrožovaly další tělesné struktury. Za tímto účelem se během fylogeneze člověka vyvinuly podélné a příčné nožní klenby, které se však v důsledku jednostranného přetěžování z již zmíněných příčin mohou deformovat, a tím měnit vlastnosti a omezovat funkčnost nohy.

Nohu můžeme rozdělit na prsty, zánártí a nárt. Hlavní funkce prstů je stabilizační, palec má důležitou úlohu při odvíjení chodidla. Zánártní a nártní kosti tvoří podélnou a příčnou klenbu nohy, jejíž tvar je však určován a udržován vazy, krátkými svaly plosky nohy a některými svaly bérce (Řihovský, 1975). Při stoji se obvykle podložky nejvýrazněji dotýkají tři opěrné body: hrbol kosti patní a hlavice nártních kostí palce a malíku. Při správné poloze těžiště těla nese tři pětiny zatížení masivnější a pevnější zadní část nohy, zatímco při chůzi se více uplatňuje pružnější přední část (Bielický, 1959). Ideální odvíjení chodidla při chůzi začíná dotykem patní části a příklonem zevní hrany nohy. Po dotyku hlavice malíkové nártní kosti se noha překloupí na vnitřní hranu na hlavici palcové nártní kosti. V tom okamžiku se začíná zvedat pata a odvíjejí se prsty v pořadí od malíku k palci, který odráží váhu na patní část druhé nohy. Správnou linii kroku tedy pozorujeme od paty obloukem k palcové nártní kosti s koncem na palci.

Ve svých výzkumech jsme se zatím zabývali vlivem různé tělesné hmotnosti na biomechaniku chůze, kde byla tělesná nadváha působícím přetěžujícím faktorem. Působením větší tíhové síly často dochá-

zí k borcení kleneb a ke zplošťování nohy (Hills, 2001), chůze oběžných je charakteristická přenášením nohou nízko nad zemí, nízkou rychlostí a dlouhým zatěžováním přední části nohy. V tomto článku nabídneme srovnání různých parametrů naměřených při odvíjení chodidla oběžní ženy (35 let, BMI 38,2) a studentky FSs MU (22 let, BMI 19,8).

METODIKA

V biomechanice se v současné době při analýze pohybů nohy používají nejčastěji tři metody – 3D kinematická analýza (Psalman, 2008), analýza výstupů z tenzometrické plošiny (Duvač, 2008) či analýza plantárního tlaku naměřeného pedografickými přístroji. My jsme použili pedografickou plošinu emedat, s jejíž pomocí a pomocí softwaru pro ni vytvořené lze velmi přesně analyzovat plantární tlak ve statickém i dynamickém režimu. Měření je založeno na mechanickém stlačování senzorů rozmístěných v plošině. Sensory poskytují informace o velikosti síly působící v průběhu času, síla přepočtená na vybranou plochu senzorů je potom informací o tlaku. Můžeme tedy určit maximální tlak na jednotlivých místech, průběh jeho hodnot, způsob distribuce tlaku po celém chodidle a podobně.

Samotné měření probíhá v laboratoři, kde si proband nejprve cvičným procházením po laboratoři ustálí svou typickou chůzi, tedy především délku kroku a tempo tak, aby byl následně schopný třetím krokem (Bus, 2005) od individuálně určené startovní čáry došlápnout na plošinu, aniž by se na ni díval. Tímto postupem by mělo být zaručeno reprezentativní provedení chůze. Pro zvýšení spolehlivosti naměřených hodnot pracujeme s průměrem tří měření každé nohy. Tento počet byl určen jako vysoce korelující s průměrem vypočteným z dvaceti pěti měření (Rosenbaum, 2006).

Jak již bylo zmíněno, pro práci s naměřenými daty je určen speciální software, tedy jednotlivé programy, které umožňují získání potřebných konkrétních informací. Postupným zpracováním základního výstupu, dvoj- či trojdimenzionálního obrázku chodidla s barevně odstupňovanou škálou hodnot maximálních tlaků na vybraných místech, můžeme získat sloupcové grafy maximálních či průměrných hodnot sil a tlaků ve zvolených oblastech chodidla, velikosti ploch a dobu trvání kontaktu jednotlivých oblastí s podložkou, zobrazení časových závislostí sledovaných parametrů v každé oblasti zvlášť, zobrazení způsobu distribuce síly a tlaku v chodidle, linii kroku a další.

Výstupy zvolenými pro náš výzkum jsou základní obrázky pro vizuální porovnání, graf maximálních hodnot tlaku v jednotlivých oblastech, tabulky trvání kontaktu zadní a přední části chodidla s podložkou a graf časového průběhu tlaku v těchto dvou oblastech pro levou i pravou nohu.

VÝSLEDKY

Pro možnost porovnání naměřených plantografických údajů a přiřazení ke konkrétní tělesné hmotnosti byli probandi zváženi. Tělesná hmotnost probanda 1 zastupujícího populaci s nadváhou byla 103,9 kg a tělesná hmotnost probanda 2 byla 54,0 kg. Základní zobrazení chodidel s barevným odlišením maximálních hodnot tlaku pro obě ženy ukazují obrázky 1 a 2.



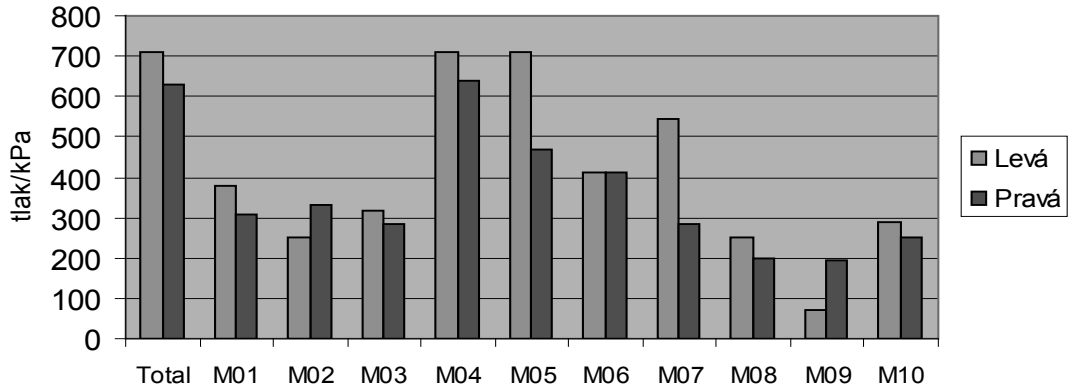
Obrázek 1: Rozložení tlaku – proband 1



Obrázek 2: Rozložení tlaku – proband 2

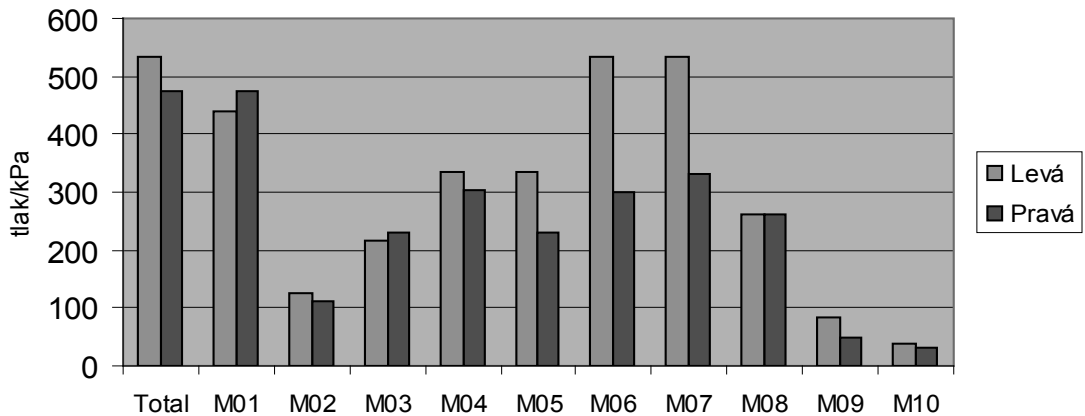
Na obrázcích 3 a 4 jsou grafy maximálních tlaků v desíti oblastech chodidla naměřených v průběhu kroku. Tyto oblasti jsou: M01 – pata, M02 – střed nohy, M03 – hlava I. metatarzu, M04 – hlava II. metatarzu, M05 – hlava III. metatarzu, M06 – hlava IV. metatarzu, M07 – hlava V. metatarzu, M08 – palec, M09 – ukazovák, M10 – ostatní prsty. Pozorujeme hodnoty a rozdíly mezi pravou a levou nohou.

Maximální hodnoty tlaku v jednotlivých oblastech



Obrázek 3: Graf maximálních hodnot tlaku - proband 1

Maximální hodnoty tlaku v jednotlivých oblastech



Obrázek 4: Graf maximálních hodnot tlaku - proband 2

V tabulkách 1–4 jsou vyčísleny začátek, konec, absolutní i procentuální doby trvání odvíjení paty (M02) a přední (M01) části nohy (bez prstů). Všimáme si doby samostatného a současného zapojení částí a případné nesrovnalosti v době zahájení či ukončení odvíjení částí.

Tabulka 1: Délka odvíjení – levá noha – proband 1

Levá	Délka	Délka	Začátek	Konec
	[ms]	[%]	[%]	[%]
Total	920.0	100.00	0.00	100.00
M01	805.0	87.50	8.33	95.83
M02	536.7	58.33	0.00	58.33

Tabulka 2: Délka odvíjení – pravá noha – proband 1

Pravá	Délka	Délka	Začátek	Konec
	[ms]	[%]	[%]	[%]
Total	940.0	100.00	0.00	100.00
M01	822.5	87.50	8.33	95.83
M02	430.8	45.83	0.00	45.83

Tabulka 3: Délka odvíjení – levá noha – proband 2

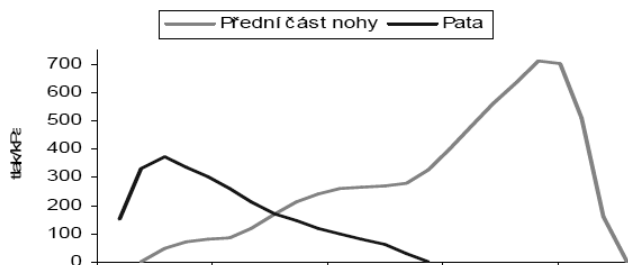
Levá	Délka	Délka	Začátek	Konec
	[ms]	[%]	[%]	[%]
Total	840.0	100.00	0.00	100.00
M01	725.5	86.36	9.09	95.45
M02	534.5	63.64	0.00	63.64

Tabulka 4: Délka odvíjení – pravá noha – proband 2

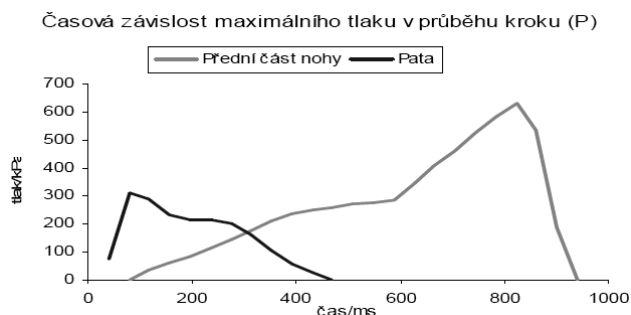
Pravá	Délka	Délka	Začátek	Konec
	[ms]	[%]	[%]	[%]
Total	853.3	100.00	0.00	100.00
M01	737.0	86.36	9.09	95.45
M02	581.0	68.18	0.00	68.18

Obrázky 5–8 představují grafy závislosti maximálních hodnot tlaku přední části nohy a paty na čase pro levou a pravou nohu. Sledujeme plynulost křivky, maximální hodnoty, časový průběh zatěžování.

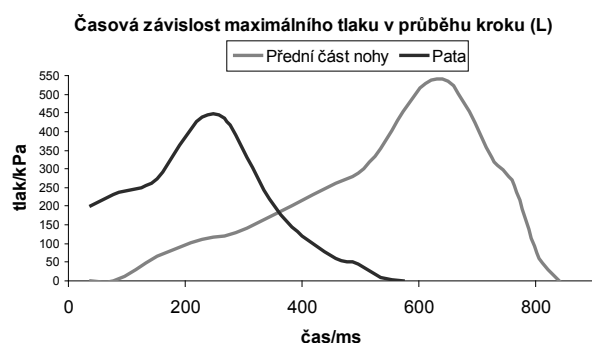
Časová závislost maximálního tlaku v průběhu kroku



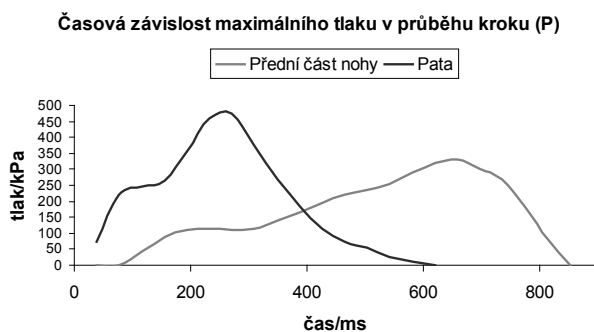
Obrázek 5: Levá noha – proband 1



Obrázek 6: Pravá noha – proband 1



Obrázek 7: Levá noha – proband 2



Obrázek 8: Pravá noha – proband 2

DISKUSE

U obrázků barevně zobrazujících velikost tlaku probanda 1 je vidět nezvyklé zatížení v oblasti střední části nohy a po téměř celé ploše přední části nohy, čímž je naznačeno borcení podélné i příčné klenby. Je zde i zvětšená plocha kontaktu chodidla se zemí. Prsty včetně palce jsou při odvíjení chodidla téměř vynechány. U probanda 2 je minimální zatížení v oblasti střední části nohy, rovnoměrné zatížení přední i zadní části nohy, plocha kontaktu chodidla se zemí je standardní. Je také zřetelné správné dokončení odvíjení kroku přes palec.

V grafu maximálních hodnot tlaku ve vybraných oblastech je u probanda 1 patrný odlišný průběh tlaku na levé a pravé noze. Na levé noze je ve dvou oblastech přesažena vysoká hodnota tlaku 700 kPa. Výrazná je odlišnost v oblasti pátého metatarzu, kde je hodnota tlaku u levé nohy dvojnásobná vzhledem k pravé, právě naopak je tomu potom v oblasti ukazováčku. U probanda 2 je průběh maximálních hod-

not tlaku u obou chodidel podobný, pouze na levé noze je výrazněji zvýšený tlak v oblasti třetího a zejména čtvrtého a pátého metatarzu, což může být následkem mírného odlehčení palce patrného na barevném zobrazení tlaku na obrázku 2.

V tabulkách trvání odvíjení přední a zadní části chodidla vidíme, že přední část nohou probanda 1 se do procesu odvíjení zapojuje brzy po zahájení. Paty končí odvíjení přibližně v polovině celkového času. Taktéž u probanda 2 se přední část zapojuje do odvíjení velice brzy. Paty ale setrvávají v kontaktu s podložkou mnohem déle, jejich odvíjení končí přibližně ve dvou třetinách trvání odvíjení chodidla.

Grafy časových závislostí hodnot tlaku přední části nohy a paty jsou u probanda 1 plynulé téměř hladké křivky s ostřejšími extrémy při zahájení odvíjení paty a ukončení odvíjení přední části pravého chodidla. Grafy probandů jsou v odlišném měřítku kvůli nadprůměrné hodnotě maximálního tlaku u probanda 1. U probanda 2 je průběh křivek úplně hladký a u obou chodidel velice podobný. U levé přední části má křivka mnohem vyšší maximum kvůli již zmiňovaným vysokým tlakům na třetím až pátém metatarzu.

ZÁVĚRY

Z porovnání výsledků vyplývá, že chodidlo probanda 1 zatížené téměř dvojnásobnou tělesnou hmotností vykazuje znaky ploché nohy a deformace kleneb. Maximální hodnoty tlaků dosahují u zatíženějšího chodidla vyšších čísel a velký tlak byl zaznamenán na větší ploše chodidla.

Už z barevného zobrazení velikosti tlaku je u probandů patrné rozdílné odvíjení a zatěžování přední a zadní části chodidla. U probanda 1 je přetížena přední část chodidla a z odvíjení je vynechán palec. U probanda 2 je odvíjení v pořádku, avšak na levé noze je z neznámé příčiny více zatěžována vnější hrana přední části nohy. To naznačuje přítomnost dalšího faktoru ovlivňujícího správnou funkčnost chodidla. Pouze nízká hmotnost zde tedy nestačí.

U obou probandů se přední část nohy zapojuje do odvíjení velice brzy. To může být navzdory nácviku způsobeno přece jen opatrným našlapováním na měřicí plošinu, tedy ne zcela reprezentativním krokem. U probanda 1 navíc končí odvíjení paty poměrně brzy a tíha spočívá delší dobu pouze na přední části chodidla. Relativní doba odvíjení přední části chodidla je u probandů přibližně stejná, ale u probanda 2 je zároveň delší dobu zapojena část zadní.

Z porovnání absolutní doby trvání kroku je patrné, že odvíjení u probanda 1 probíhá po téměř o 10 % delší dobu než u probanda 2, což také odpovídá naší úvodní charakteristice chůze obezných osob.

Metoda analýzy plantárního tlaku tedy představuje vhodný způsob, jak získat korektní kvantitativní informace o chodidle a způsobu chůze člověka, jejichž kvalifikovaným posouzením spojeným s osobní anamnézou lze dospět k mnoha dalším poznatkům o stavu a vývoji pohybového aparátu probanda. Tyto poznatky mohou být využity v lékařství při vyšetřování průběžného stavu pacienta, stavu po zranění či rehabilitaci, v oblasti sportovní ve spojitosti s vzájemným ovlivňováním stavu nohy a sportovní činností, případně v obuvnickém průmyslu při vývoji obuvi pro specificky zatěžované nohy.

Literatura

- BERNACIKOVÁ, M.; NOVOTNÝ, J. 2009. Vliv genetických faktorů na zdraví a pohybovou aktivitu. In: *Sport a kvalita života 2009*, Brno: Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, 2009. ISBN 978-80-210-5006-8.
- BIELICKÝ, T. a kol. 1959. *Ošetřování nohou*. Státní zdravotnické nakladatelství, první vydání, Praha 1959
- BIRTANE, M.; TUNA, H. 2004. *Clinical biomechanics vol. 19*. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults, Physical Medicine and Rehabilitation Department of Trakya University Hospital, Edirne 2004
- BUS, S.A.; DE LANGE, A. 2005. *Clinical biomechanics vol. 20*. A comparison of the 1-step, 2-step and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot, Amsterdam: University of Amsterdam, 2005. ISSN 0268-0033

- DUVAČ, I. 2007. *Telesná výchova, šport, výskum na univerzitách*. Diagnostika rovnováhových schopností balansometrami, Bratislava: STU, 2007. ISBN 978-80-227-2728-0
- HILLS, A. P. et al. 2001. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorder*. Vol. 25. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis, School of Human Movement Studies, Queensland University of Technology, Brisbane, 2001
- NOVEL, 2006. *NOVEL scientific*, München, 2006
- PSALMAN, V. 2008. *The Scientific Journal Facta Universitatis, Volume 6, No. 2*. Dynamic balance and its diagnostics by using 3D biomechanical analysis. Niš: University of Niš, 2008. ISSN 1451-740X
- RICHTER, M., ZECH, S., KALPEN, A. 2008. Pedographic findings in 461 patients in a foot and ankle outpatient clinic – definition of standard pedographic patterns for typical pathologies, in: *1st Congress of the International Foot & Ankle Biomechanics (i-FAB) community*, Bologna, Italy, 2008
- ROSENBAUM, D. 2006. Plantar pressure distribution measurements for the assessment of foot function: Technical Background, Recommendations for Data Collection and Processing, and Clinical Applications. In: *Emed scientific meeting*, München
- ŘIHOVSKÝ, R. 1975. *Anatomie a fyziologie – ruka a noha ve vztahu k odívání a obouvání*, SNTL – Státní nakladatelství technické literatury, vydání první, Praha, 1975
- SEEBECK, P. et al. 2005. *Clinical biomechanics* vol. 20. Gait evaluation: A tool to monitor bone healing?, Center for Musculoskeletal Surgery, Research Laboratory, University Medicine Berlin, Berlin, 2005. ISSN 0268-0033