Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

RELIABILITA MĚŘENÍ ZATÍŽENÍ KONČETIN PŘI CHŮZI NA SILOVÝCH A TLAKOVÝCH PLOŠINÁCH

Diplomová práce

(magisterská)

Autor práce: Bc. Jakub Gefing, tělesná výchova a sport

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D

Olomouc 2015

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora:	Bc. Jakub Gefing
Název diplomové práce:	Reliabilita měření zatížení končetin při chůzi na silových a tlakových plošinách
Vedoucí diplomové práce:	Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D
Pracoviště:	Katedra přírodních věd v kinantropologii
Rok obhajoby diplomové práce:	2015

Abstrakt:

Cílem práce bylo stanovit reliabilitu zatížení dolních končetin na silových a tlakových plošinách. Teoretická část diplomová práce se zabývá metodami a popisem měření zatížení při chůzi. K měření ve výzkumné části byla použita silová plošina Kistler (Kistler Instrumente, Winterthur, Švýcarsko) a tlaková plošina Footscan (RSScan International, Olen, Belgie). Experimentu se dobrovolně zúčastnilo 10 mužů (věk 23,6 ± 2,9 let, tělesná výška 182,7 ± 4,4 cm, hmotnost 78,0 ± 7,7 kg). Každá osoba provedla čtyři pokusy na každém zařízení ve dvou měřeních, mezi kterými byl týdenní odstup. Z naměřených dat byly získány silové a časové parametry, které byly následně vyhodnoceny vnitrotřídním a Pearsonovým korelačním koeficientem. Zjistili jsme, že opakovatelnost měření zatížení dolních končetin na silových a tlakových plošinách je ve většině sledovaných parametrů na dostatečné úrovni.

Klíčová slova: Silové plošiny, tlakové plošiny, reliabilita

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author's first name and surname:	Bc. Jakub Gefing
Title of the masters thesis:	Measurement realibility of the pressure developer during walking on the pressure platforms
Supervisor:	Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D
Department:	Department of Natural Sciences in Kinanthropology
The year of presentation:	2015

Abstract:

The aim of this work was to define the reliability of the pressure and force platforms while stepping on with a limb. The theoretical part focuses on the methods and explanation of the measuring process while walking. For the getting research information was used a forced platform Kistler (Kistler Instrumente, Winterthur, Switzerland) and a pressure platform Footscan (RSScan International, Olen, Belgium). The applicants for this research were ten male volunteers (age 23,6 ± 2,9 let, high 182,7 ± 4,4 cm, weight 78,0 ± 7,7 kg). Each applicant underwent to sets of four trials on each platform. In between those sets was proximately a week difference. The date shows the force and time parameters which were examined and evaluated by interclass and Pearson's coefficient of correlation. We found that the repeatability of measurements of lower limb loading on power and pressure platforms is in most of the parameters at a sufficient level.

Keywords: Power platforms, pressure platforms, reliability

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Svobody, Ph.D. a uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. 4. 2015

_____

Děkuji vedoucímu diplomové práce Mgr. Zdeňkovi Svobodovi, Ph.D. za cenné rady, podněty a připomínky při zpracování diplomové práce.

Obsah

1 ÚVOD 8
2 SYNÉTA POZNATKŮ 9
2.1 Dynamografie 9
2.1.1 Reakční síla podložky 9
2.1.2 Princip měření 10
2.1.3 Zpracování dat 10
2.1.4 Výstupy 12
2.1.5 Výhody a nevýhody 12
2.2 Plantární pedobarografie 14
2.2.1 Rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou 14
2.2.2 Princip měření 15
2.2.3 Zpracování dat 18
2.2.4 Výstupy 19
2.2.5 Výhody a nevýhody 20
2.3 Reliabilita 20
2.3.1 Metody 20
2.4 Analýza studií s podobnou problematikou 22
3 CÍLE A VYZKUMNÉ OTÁZKY 27
3.1 Dílčí cíle 27
3.2 Výzkumné otázky 27
4 METODIKA 28
4.1 Soubor 28
4.2 Metody 28
4.3 Popis měření 28
4.4 Zpracování dat 28
4.5 Měřené parametry 28

5 VÝSLEDKY 31
5.1 Opakovatelnost v rámci jednoho měření 31
5.1.1 Reakční síla podložky – GRF (ground reaction force) 31
5.1.2 Rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou 34
5.2 Opakovatelnost mezi měřeními 37
5.2.1 Reakční síla podložky – GRF (Ground Reaction Force) 37
5.2.2 Rozložení tlaku při kontaktu nohy s podložkou 40
6 DISKUZE 42
6.1 Reliabilita v rámci jednoho měření 43
6.2 Reliabilita mezi měřeními 43
7 ZÁVĚRY 45
8 SOUHRN 47
9 SUMMARY 48
10 REFERENČNÍ SEZNAM 49

1 ÚVOD

Chůze je hlavní způsob, jak přemisťujeme svá těla z místa na místo. Tento pohyb nám poskytuje funkční samostatnost. Proto získání nebo obnova správného pohybového vzorce je hlavním cílem pro jedince s patologickou chůzí (Barela, de Freitas, Celestino & Camargo, 2014).

Fyzioterapeuti, trenéři i biomechanici mají snahu spolupracovat s pacienty a sportovci a pomoci jim s onemocněním (poraněním) dolních končetin i celého těla. Pro vytvoření efektivního léčebného plánu je často vyžadováno, aby lékař identifikoval nesprávné pohybové vzorce (McGinley, Baker, Wolfe & Morris, 2009).

Síly působící na lidské tělo mohou být změřeny pomocí silových plošin (Wong, Wong, & Lo, 2007). První silová plošina byla navržena a postavena francouzským vědcem Étienne-Julesem Mareyem na konci 19. století (Novacheck, 1997).

V průběhu let bylo vyvinuto mnoho druhů silových senzorů (tenzometr, kapacitní, rezistentní, piezo-elektrické, piezo-rezistentní, atd.). Díky vysoké poptávce po těchto zařízeních byla zavedena hromadná výroba silových plošin se senzory vloženými do tuhých mechanických konstrukcí. Ty se staly jedním z nejpoužívanějších nástrojů pro měření v biomechanice. V současné době existuje několik silových plošin na trhu s různými vlastnostmi (např. velikost, kapacita, přesnost, senzorová technika, cena, atd.) v závislosti na jejich zamýšleném použití (Nardone & Schieppati, 2010). Další alternativou pro měření zatížení na kontaktu nohy s podložkou jsou plošiny tlakové, které umožňují analyzovat rozložení tlaků.

Reliabilita jednotlivých měřících zařízení je různá. Proto se budeme v této práci zabývat ověřením reliability u silových a tlakových plošin.

2 SYNÉTA POZNATKŮ

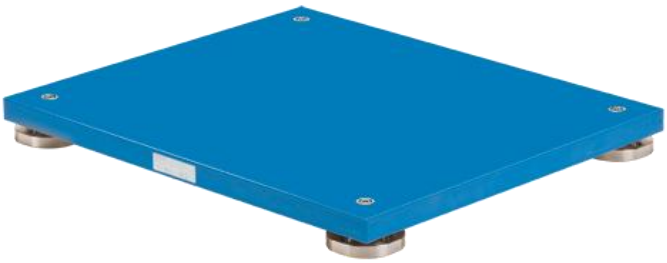
Rozdělení kvantitativních metod analýzy pohybu

Kvantitativní metody zpravidla udávají velikost fyzikálních veličin a jejich výstupem jsou číselné hodnoty. Pro analýzu uvedenými metodami se často používají technická a přístrojová vybavení. Kinematické metody hodnotí pohyb bez ohledu na příčiny (síly) pohybu, které jej způsobují. Kinetické (dynamické) metody měří sílu nebo veličiny určené pomocí síly (Janura a kol., 2012). Vzhledem k zaměření studie se budeme zabývat kinetickými metodami zejména dynamografií a pedobarografií.

2.1 Dynamografie

Metoda, při které se zaznamenávají změny síly v průběhu dané činnosti. Výstupem je závislost síly na čase *F (t). Pro* určení této závislosti je využíváno silových plošin.

Obrázek 1 Silová plošina Kistler typ 9260 AA (upraveno podle www.kistler.com)



2.1.1 Reakční síla podložky

Pro analýzu pohybu se používá měření reakční síly, která vzniká při kontaktu těla s povrchem silové plošiny. Silová plošina má většinou čtyři podstavce umístěné v rozích. V každém z rohů je umístěn tříosý snímač. Jako snímače se používají piezoelektrické krystaly, nebo tenzometrický snímač. Snímače mění naměřenou sílu na elektrický signál (Robertson, 2014).

Tento přístroj je nejčastěji využíván pro posouzení posturální stability ve statických i dynamických situacích, pro hodnocení velikosti působící síly v oporové fázi chůze a dále pro hodnocení výbušné síly dolních končetin při vertikálním skoku. Pro minimalizování rušivých vlivů se silové plošiny zabudují do podlahy tak, aby její povrch byl ve stejné úrovni s povrchem podlahy. Tímto dochází ke zvýšení přirozeného provedení pohybu, protože se jedinec nemusí soustředit na došlap na plošinu, kterou by jinak vnímal zrakem (Janura a kol., 2012).

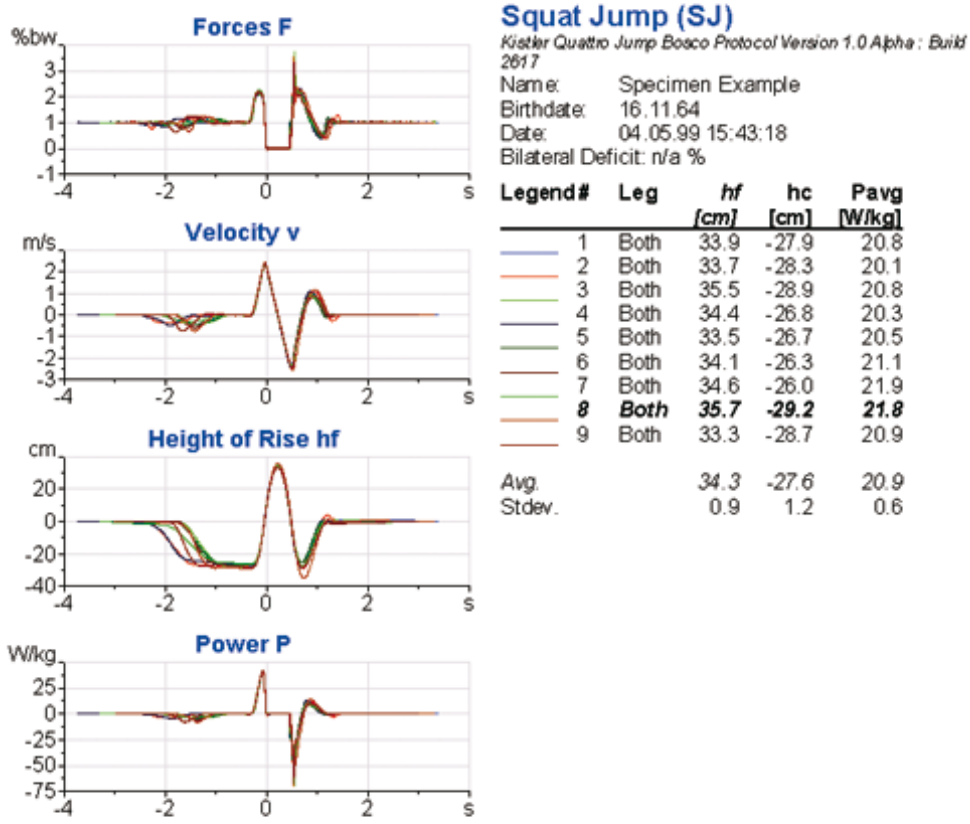
2.1.2 Princip měření

Během chůze dolní končetina v opěrné fázi působí silami na podložku, tím na základě zákona akce a reakce vznikají v podložce síly stejné velikosti, ale opačného směru (Kirtley, 2006; Robertson, 2014). Výslednicí součtu všech těchto sil působících na plošinu je vektor reakční síly podložky (ground reaction force vector (GRF)). Působiště tohoto vektoru je často nazýváno COP (centre of pressure), (Robertson, 2014; Whittle, 1996). Velikost a směr vektoru reakční síly podložky ve vztahu ke středům kloubů určuje orientaci a velikost momentu síly v kloubech a tedy také míru jejich stability a nutnost zapojení svalů (Kirtley, 2006).

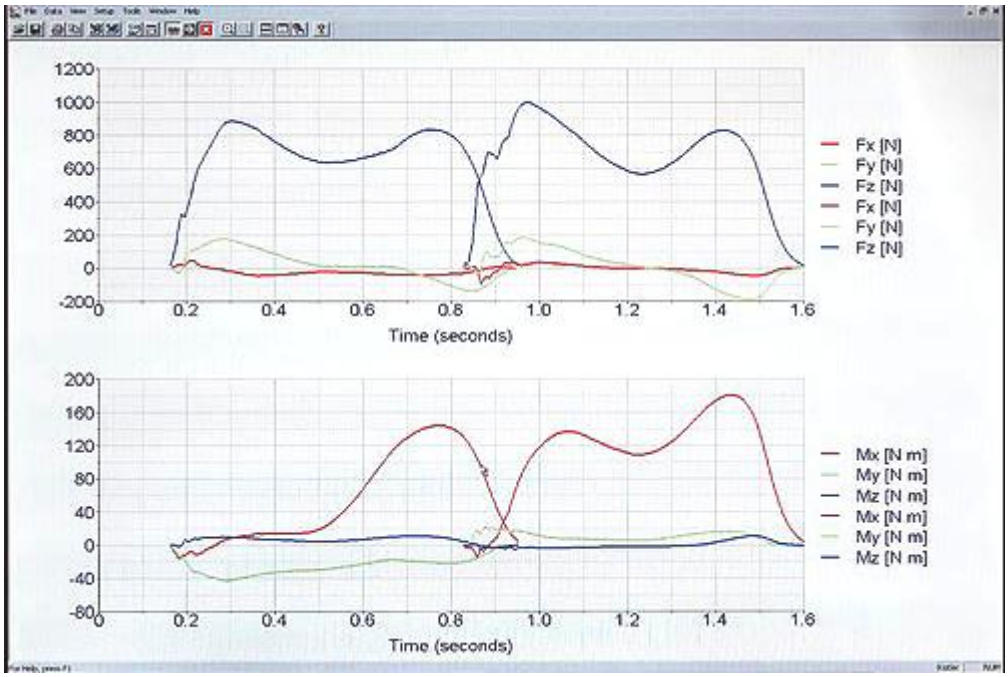
2.1.3 Zpracování dat

Silová plošina je pouze součástí systému měření. Signály generované v senzorech musí být zesilovány a z analogového signálu převedeny na digitální tak, aby byl připraven na akvizici počítačem. Tento hardware je obvykle nabízen výrobci na trhu. Nicméně aby se měření stalo plně funkční a uživatel získal z měření co nejvíce, je třeba počítačový software (Sarabon 2011). Silové plošiny používají vlastní software dodaný od výrobce s plně integrovanou databází, export v ASCII formátu a bitmapa (rastrová grafika). Příkladem je software Quattro jump – specializovaný program na vyhodnocení vertikální skoku (obrázek 2). Software BioWare® je nástrojem pro sběr dat a zpracování signálu ze silových plošin (obrázek 3).

Obrázek 2 Quattro jump software (upraveno podle www.kistler.com)



Obrázek 3 Software BioWare (upraveno podle www.kistler.com)



Tyto a mnoho dalších programů pro zpracování naměřených dat nabízí společnost Kistler.

2.1.4 Výstupy

Jak již bylo řečeno výstupem je výslednice vektoru reakční síly, která je určena pomocí devíti parametrů – tři pravoúhlé složky F_x, F_y, F_z vektoru reakční síly, tři souřadnice x, y, z počátku vektoru reakční síly a tři momenty síly M_x, M_y, M_z určené vzhledem k počátku souřadné soustavy plošiny. Prakticky využíváme pouze šest veličin:

- reakční sílu (F_x, F_y, F_z),
- souřadnice počátku vektoru (x, y),
- moment síly vertikální osy (M_y).

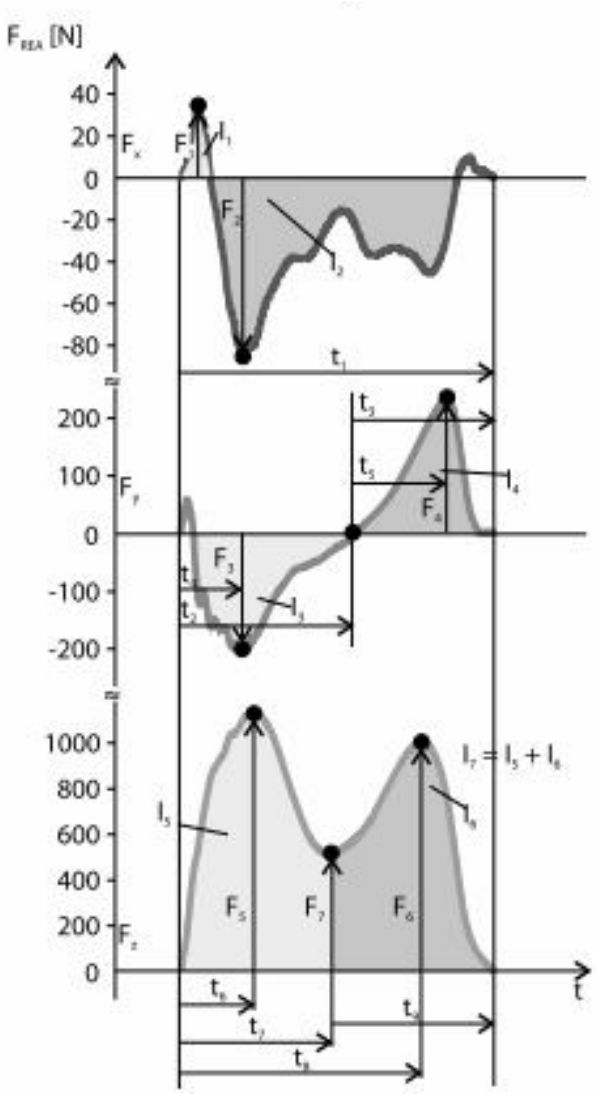
COP (center of pressure), představuje průměrnou hodnotu rozdělených působišť reakční síly pod oběma chodidly v případech, jsou-li obě v kontaktu s podložkou nebo pod jedním chodidlem, které je v kontaktu (Winter, 2009). Příklad měřených hodnot používaných při analýze složek reakční síly při chůzi je uveden na obrázku 4.

2.1.5 Výhody a nevýhody

Výhodou dynamografie je vyšší přesnost, hodnocení síly ve třech směrech vertikální, anteroposteriorní, mediolaterální a také možnost vypočítat momenty síly v kloubech. Další výhodou je, že záznam je přímo získáván v průběhu měření a to urychluje měření při větším počtu respondentů. Nevýhodou je, že nám dynamografie neukazuje velikost síly v různých částech chodidla (Whittle, 1996) a také relativně vysoká pořizovací cena.

Sinclair a kol. (2014) navrhuje, že pro optimální výsledky silových a tlakových měřících zařízení, by měla být zařízení vložena do podlahy a zakryta stejným materiálem jako zbytek podlahy.

Obrázek 4 Měřené parametry základních složek reakční síly (upraveno podle Vaverka & Elmark 2006)



F_{REA} – reakční síla podložky; F_x, F_y, F_z – mediolatelarní, anteroposteriorní a vertikální složka reakční síly; t_1, t_2, t_3 - doba trvání oporové, brzdící a akcelerační fáze; t_4, t_5, t_6, t_8 – čas maximální síly v brzdící a v akcelerační fázi; t_7 – čas lokálního minima vertikální síly; t_9 – čas od minima síly do konce stojné fáze; F_1, F_2 – maximální síla v mediálním a laterálním směru; F_3, F_4, F_5, F_6 – maximální síla v brzdící a akcelerační fázi; F_7 – minimální síla ve středním a koncovém stoji; I_1, I_2 – silový impulz v mediálním a laterálním směru; I_3, I_4, I_5, I_6 – silový impulz v brzdící a v akcelerační fázi; I_7 – celkový silový impulz vertikální složky reakční síly.

2.2 Plantární pedobarografie

Tato metoda se využívá pro měření rozložení tlaku pod ploskou nohy a jeho změn v čase, většinou při chůzi nebo ve stoji. Plantární pedobarografie nazývaná též dynamická plantografie nám umožňuje pomocí tlakových plošin sledovat distribuci tlaku pod ploskou a sledovat vztah trajektorie COP, tedy působiště reakční síly, k jednotlivým oblastem nohy. Měřící plošina je tvořena několika vrstvami. Horní vrstva, která je vystavena přímému kontaktu, je vyrobena z materiálu, který je pevný a elastický kvůli ochraně a schopnosti přenést zatížení. Další vrstva obsahuje vlastní senzory. Spodní vrstva je opět pevná a chrání měřící vrstvu. Plošiny Footscan jsou dlouhé 0,5 m, 1 m nebo 2 m při šířce přibližně 0,4 m (Janura a kol. 2012). Jednotlivé typy přístrojů se od sebe liší:

- typem snímače (odporový, kapacitní, piezoelektrický),
- rozložení plochy měřené jedním senzorem (cm^2),
- citlivost na tlak a rozsah měření (kPa/cm^2),
- typ měřícího zařízení (plošina, vložka do bot, samostatný snímač).

2.2.1 Rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou

Posouzení plantárního tlaku je užitečným nástrojem pro analýzu biomechaniky lidského chodidla. Může vyhodnotit účinky strukturálních změn, které se mohou vyskytnout u některých specifických patologických stavů nohy, a tak mohou být užitečné v oblasti prevence (Cavanagh, Ulbrecht & Caputo, 2000).

Nicméně jsou zde nedostatky v celistvosti mezi měřicí technikou a výsledky, proto je vhodnější zkoumat tlak v určitých oblastech chodidla než jako celku. Teoreticky může být rozděleno do nekonečně malých profilů. Přestože získáme přesnější informace, dochází zde ke ztrátě informací o globální funkci nohy. V ideálním případě by rozdělení měla odpovídat funkční anatomii chodidla, a proto bychom měli vzít v úvahu postavení kloubů v dolní končetině (Stebbins, Harrington, Giacomozzi, Thompson, Zavatsky & Theologis, 2004).

2.2.2 Princip měření

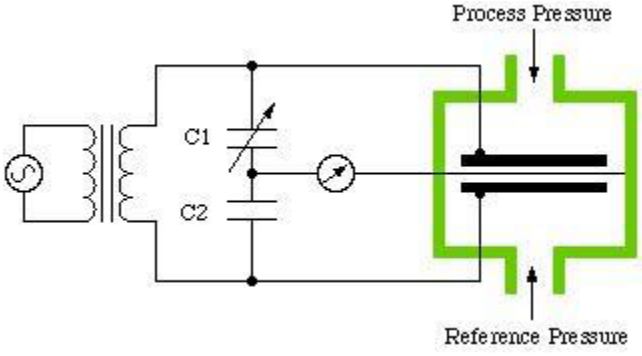
Při působení síly na senzor se mění vzdálenost mezi vrstvami, čímž se mění velikost měřeného elektrického náboje nebo elektrického odporu, který je přímo úměrný měřenému tlaku. Existuje několik tlakových senzorů, které jsou k dispozici na trhu. Tyto senzory využívají technologii kapacitního senzoru, odporového snímače, piezo-elektrických senzorů a piezo-rezistentních senzorů. Požadované klíčové údaje pro snímače tlaku, pokud jde o výkon snímače, jsou linearita, hystereze, teplotní citlivost, snímání velikosti a rozsah tlaku (Razak, Zayegh, Begg & Wahab, 2012).

Podle typu měření můžeme nastavit snímkovací frekvenci. Nízká frekvence špatně zachytí rychlé změny signálu např. u běhu a vyšší zase vyžaduje vysokou rychlost přenosu a zpracování dat. Vyšetřující musí následně vybrat z vysokého počtu snímku nadbytečná data. Na základním půlmetrovém modulu systém Footscan umožňuje snímkovací frekvenci až 500 Hz, nicméně navzdory nárokům na přenos a ukládání dat může měření trvat pouze 2 s. Proto se při vyšetření chůze nebo stoje používá frekvence 100 Hz (Janura a kol., 2012).

2.2.2.1 Kapacitní senzor

Tyto senzory jsou tvořeny dvěma plochými vodiči, mezi které je vloženo elastické dielektrikum. Vlivem působení síly se dielektrikum stlačuje a snižuje se vzdálenost mezi oběma vodiči. Tímto se mění permitivita dielektrika, což vede ke změně kapacity senzoru a změně napětí. Kapacitní senzory jsou velmi citlivé a přesné, využívají se proto při vyšetření chůze. Používají se u systému Emed a Pedar. Hustota senzorů je asi 2,6/cm^2, rozsah měření závislý na použitém software je 1 – 127 N.cm^{-2} (Janura a kol., 2012).

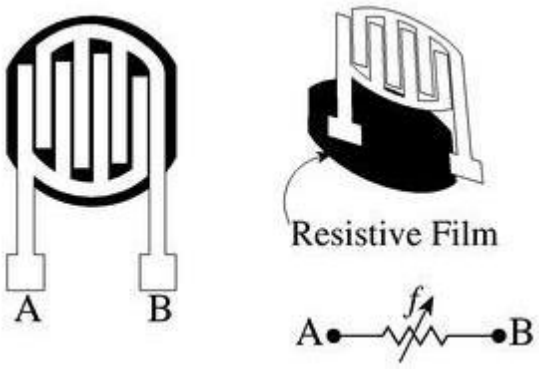
Obrázek 5 Konstrukce kapacitního senzoru (upraveno podle Razak, Zayegh, Begg & Wahab, 2012)



2.2.2.2 Odporový senzor

Mezi dvěma plochými kruhovými vodiči je vložena vrstva vodivého uhlíkového prachu nebo inkoustu. Při zatížení dochází k propojení obou vodičů, přičemž odpor klesá v závislosti na zvyšování tlaku. Výhodou těchto snímačů je jejich tenkost. Bohužel spolehlivost měření se snižuje při opakovaném použití z důvodu poklesu jejich citlivosti. Systém Footscan a MatScan využívá tyto odporové senzory s plochou 5 x 7 mm, hustota senzorů je až 4/cm^2 a rozsah měření je asi 0,27 – 127 N.cm^{-2} (Janura a kol., 2012).

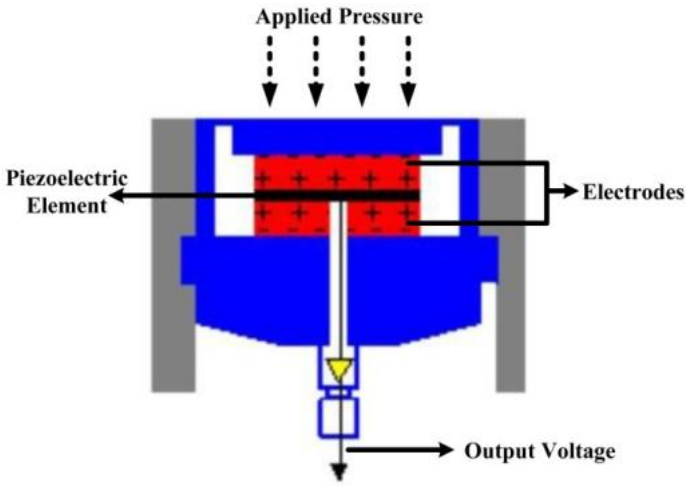
Obrázek 6 Konstrukce odporového senzoru (upraveno podle Razak, Zayegh, Begg & Wahab, 2012)



2.2.2.3 Piezoelektrický senzor

Snímač vytváří elektrické pole (napětí) v reakci na tlak. Piezoelektrické zařízení mají vysoké impedance, a proto jsou náchylné k nadměrnému elektrickému rušení, které vede k neslyšitelnému podílu ze signálového šumu. Nejvhodnější materiál pro klinicky orientované měření tlaku je polyvinyliden fluorid (PVDF), protože je pružný, tenký a deformovatelný. Obrázek 7 ukazuje konstrukci piezoelektrického senzoru. Komerční produkty založené na tomto systému jsou Measurement speciality a PCB Piezotronics (Razak, Zayegh, Begg & Wahab, 2012).

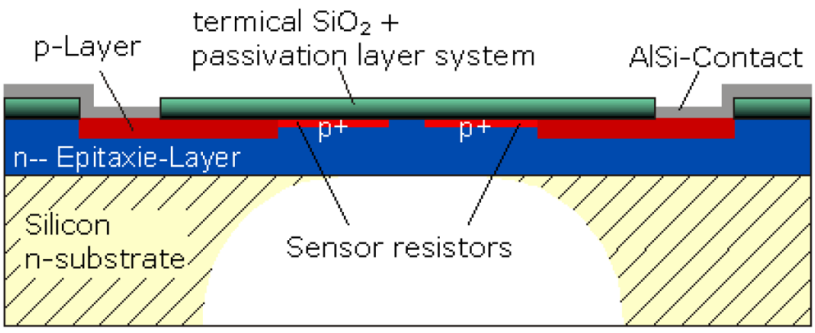
Obrázek 7 Konstrukce piezoelektrického senzoru (upraveno podle Razak, Zayegh, Begg & Wahab, 2012)



2.2.2.4 Piezorezistentní senzor

Tento snímač je vyroben z polovodičového materiálu. V piezorezistentním materiálu je velká část odporu ovlivněna použitou sílou nebo tlakem. Je-li snímač uvolněn, odpor je vysoký, v případě, že jej vystavíme síle, odpor naopak klesá. Obrázek 8 znázorňuje konstrukci piezorezistentního senzoru. Když působíme tlakem na piezorezistentní prvek (křemenný krystalek), vytváří elektrické náboje z jeho povrchu. Tyto náboje vytvoří napětí úměrné působící síle. Komerční výrobky na bázi tohoto systému jsou FlexiForce a ParoTec (Razak, Zayegh, Begg & Wahab, 2012).

Obrázek 8 Konstrukce piezorezistentního senzoru (upraveno podle Razak, Zayegh, Begg & Wahab, 2012)

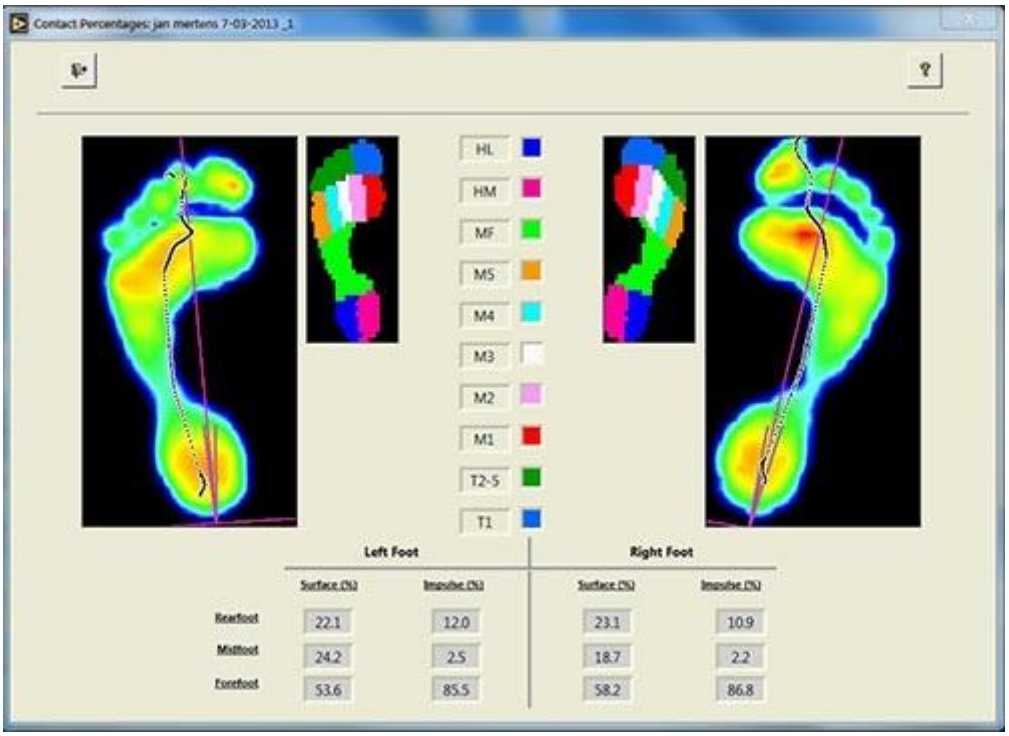


2.2.3 Zpracování dat

Pro zpracování velkého množství dat je nutný počítač s příslušným softwarem. Systém Footscan automaticky rozděluje otisk nohy na 10 anatomických částí (viz obr. 9):

- mediální část paty (HM),
- laterální část paty (HL),
- středonoží (MF),
- 1. až 5. metatarz (M1 – M5),
- palec (T1),
- 2. až 5. prst (T2 – T5).

Obrázek 9 Funkce zone division (upraveno podle www.rsscan.com)



Toto automatické rozložení se dále musí upravit manuální korekcí. Vzhledem k různým softwarům můžeme dále zjišťovat základní parametry a funkce nohy pro

jednotlivé sporty a následně tyto data používat pro zkvalitňování tréninkového procesu. V medicíně mohou být tyto programy využity pro stanovení neurologického, či motorického deficitu při měření stability, případně odchylky v provádění chůze nebo běhu (Přidalová, Riegrová & Ulbrichová, 2006).

2.2.4 Výstupy

Základním a přímo měřeným parametrem je tlak ($N.cm^{-2}$; kPa), který je snímaný jedním snímačem a zachycuje změny v čase. Dále je vytvořena dvourozměrná mapa distribuce tlaku v souřadnicovém systému x (laterolateralní směr), y (předozadní směr) a vypočítány další hodnoty.

Dalšími nezbytnými parametry jsou: celková vertikální síla (N) – suma všech sil ze zatížených senzorů v dané oblasti plosky, aktuální poloha [X, Y] působiště vektoru reakční síly (COP) a jeho trajektorie v daném časovém úseku. Při analýze stoje tzv. stabiliometrie jsou sledovány změny parametrů pohybu COP, např. maximální výchylka v ose x a y, plocha konfidenční elipsy.

Dalšími parametry jsou:

- start time a end time (s) – začátek a konec zatížení určité oblasti,
- contact (s) – celková doba zatížení,
- max F (N) – maximální zatížení v určité oblasti,
- time max F (s) – doba maximálního zatížení,
- impulz (N. s) – integrál působení síly/tlaku v čase,
- load rate ($N/(cm^2. ms)$) – rychlost změny zatížení,
- max peak sensor ($N.cm^{-2}$; kPa) – maximální tlak na jednom senzoru,
- contact area (cm^2) – plocha kontaktu,
- active contact area (cm^2) – plocha aktivního kontaktu (Winter, 2009).

Pro získání grafů maximálních či průměrných hodnot sil a tlaků ve vybraných místech 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 a linii kroku můžeme využít postupné zpracování základního výstupu, dvoj či trojdimenzionálního obrázku chodidla s barevně rozlišenou stupnicí hodnot maximálních tlaků na zvolených místech (Psalman a kol., 2014).

2.2.5 Výhody a nevýhody

Při měření tlaku a analyzování chodidla je vyšetřovatel konfrontován se dvěma typy problémů, které mohou silně ovlivnit platnost a spolehlivost této techniky. První se týká technických vlastností použitého zařízení. Druhý je způsoben problémy spojené s přesnou identifikací anatomických struktur na otisku chodidla (Deschamps, Birch, Mc Innes, Desloovere & Matricali, 2009).

Hlavní výhodou tlakových plošin je oproti silovým plošinám schopnost analyzovat sílu (tlak) v různých částech chodidla samostatně. Zranitelné místo plošiny je spoj mezi měřící plošinou a kabelem. Při používání odporových senzorů klesá jejich spolehlivost měření. Měřitel má do jisté míry vliv na výsledky. Pro snížení vlivu vyhodnocovatele je doporučeno využívat kvalifikované a vyškolené odborníky.

2.3 Reliabilita

Reliabilita vyjadřuje spolehlivost testu. Tedy zda při opakovaném použití testu dostaneme podobné výsledky. Reliabilita nabývá hodnot mezi 0 a 1 (100 %). Test má vysokou reliabilitu, dává-li při opakovaném měření téhož objektu stále stejné výsledky.

Reliabilita vyjadřuje technickou kvalitu testu. Nikoli jeho správnost. Test může být spolehlivý – mít vysokou reliabilitu, ale přitom nemusí měřit zkoumanou vlastnost – takže může mít současně nízkou validitu. Vztah mezi reliabilitou a validitou je vztah mezi přesností a správností. Reliabilita testu je tedy nutným předpokladem jeho validity.

2.3.1 Metody

Podle Hendla (2012) lze zkoumání reliability provádět pomocí celé řady matematicko – statistických metod založených na faktu, že každé měření se skládá z pravého a chybového komponentu. Teoreticky lze reliabilitu vyjádřit jako podíl

pravého a celkového rozptylu výsledků testu. V praxi bývá výše uvedený teoretický model různě modifikován a pro výpočet reliability existuje řada matematických metod.

Metoda opakovaného měření

Používá se tam, kde lze měření u stejného souboru opakovat za stejných podmínek. Koeficient reliability se pak určuje jako korelační koeficient mezi prvním a druhým měřením. Využívá se u testů, u nichž nezáleží na získaných zkušenostech z prvního měření. Je totiž velmi těžké vytvořit dvakrát po sobě stejné podmínky měření.

Metoda paralelního měření

Shoda mezi paralelními (alternativními) formami téhož testu. Pro výpočet reliability se používá korelační koeficient mezi výsledky těchto dvou paralelních testů. Úskalím této metody je požadavek na dvě skutečně ekvivalentní formy testu.

Metoda split – half

Reliabilita zjištěná půlením testu. Výsledky náhodně rozdělíme na polovinu do dvou skupin. Spočítáme korelační koeficient $r_{1/2}$ mezi polovinami testu a výslednou reliabilitu vypočítáme podle vzorce (Hendl, 2012).

$$\mathrm{Re}\,l(X) = \frac{2 * r_{1/2}}{(1 + r_{1/2})}$$

Dosud jsme se zabývali metodami měření reliability. Pro naši práci je nutné definovat typy reliability. Biologické a fyzikálních veličiny posuzované ve vědeckých studiích musí být měřeny s dostatečnou reprodukovatelností, aby výzkum měl smysluplné výsledky. Ke změnám v měření dochází z mnoha důvodů. Měření by mohla být provedena na různých zařízeních, může se podílet subjektivní úsudek lidských hodnotitelů (např. patolog, který stanoví počet nádorových buněk v biopsii), nebo by mohla být provedena v rozdílných laboratořích, které používají jiné postupy. Nelze očekávat naprostý soulad mezi opakovanými měřeními, ale je potřeba, aby bylo dosaženo dostatečné úrovně spolehlivosti v oblasti použití. Společný přístup ke kvantifikaci spolehlivého procesu měření je výpočet koeficientu vnitrotřídní korelace

(intraclass correlation coefficient – ICC) spolu s intervalem spolehlivosti (Ionan, Polley, McShane & Dobbin, 2014).

Koeficient vnitrotřídní korelace x Pearsonův korelační koeficient

Vnitrotřídní (intraclass) korelační koeficient je korelační koeficient mezi dvěma subjekty, nebo více měřeními v rámci jednoho souboru. Zatímco Pearsonův korelační koeficient měří podobnost mezi jedinci v různém postavení u souvisejícího soboru (Agarwal et al., 2013).

Typ intraday x interday

Typ intraday znamená podstoupit měření vícekrát za den (více než jednou). Oproti tomu typ interday se měří v rozmezí dvou a více dnů. Proto porovnáme spolehlivost testování s různými časovými odstupy.

Kadaba et al., (1989) berou v úvahu intraday a interday reliabilitu. Výsledky opakovatelnosti byly zkoumány u dvou jedinců, kdy jeden subjekt byl hodnocen v různých testovacích dnech a další v různých časech (po 10 minutových intervalech), ve stejný den. Tyto výsledky u momentů síly v kloubech a svalové aktivity v různých fázích prokázaly, že intraindividuální opakovatelnost je lepší testovat ve stejný den v porovnání s výsledky z různých testovacích dnů.

Typ intraindividual x interindividual

Tento typ experimentu porovnává spolehlivost testů v rámci jednoho probanda (intraindividual) a na více početnou skupinu probandů (interindividual).

2.4 Analýza studií s podobnou problematikou

V následující kapitole se budeme zabývat zahraničními studiemi, které se věnují našemu tématu.

Shimada et al., (2006)

První vybraný výzkum provedly vědci Shimada, Kobayashi, Wada, Sasaki, Kawahara, Uchida, Yayama a Baba (2006) z univerzity Fukui v Japonsku ve studii *Vliv kompenzačních postupů na rychlost a jejich opakovatelnost a variabilita*

parametrů chůze u zdravých jedinců. Výzkumu se zúčastnilo – čtrnáct vybraných dobrovolníků, z nichž bylo – 7 mužů a 7 žen s průměrným věkem 24,9 let (rozmezí 19 – 46 let). Průměrná tělesná hmotnost činila 59,6 kg (rozmezí 44 – 74 kg) a tělesná výška 163,7 cm (rozmezí 150 – 174 cm).

Měření probíhalo s využitím systému Anima (model G1812A; Anima, Tokyo, Japonsko), který se skládá ze dvou silových plošin (každá o rozměrech 250 x 40 cm) a z kinematického systému (model G2250M; Anima). Kinematický systém se skládá z diod, které vyzařují světlo a čtyř optoelektronických kamer, které zachycují světlo odraženo od značek umístěných na těle měřeného subjektu.

Silové plošiny byly umístěny na podlaze po obou stranách od středové osy. Vytvořený chodník je 8 m dlouhý. Chybovost světelného zdroje měřicího zařízení je menší než 1 % zorného pole, a chybovost silových plošin méně než 2 % plného rozsahu odchylky od stupnice.

Celkem třikrát si mohl proband vyzkoušet chůzi a poté byl požádán, aby to samé zopakoval na silových plošinách. Šestkrát v jeho přirozené rychlosti s oběma rukama složenýma na hrudi tak, aby nezasahoval do světla z diod. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 50 Hz. Měření byla opakována jeden až dva týdny po prvním testu.

Měření probíhalo ve třech různých dnech, ve kterých došlo k podstatným změnám u parametrů chůze, zejména v tempu a délce kroku, rychlosti, složce reakční síly podlahy a kyčelního pohybu. V těchto parametrech není korelační koeficient - intraclass, ICC (1,1) vysoký (v rozmezí 0,05/0,71). Došlo však k vysoké korelaci mezi těmito parametry a rychlostí. Vyšší opakovatelnost byla získána po kompenzaci rychlosti (ICC (1,1), rozsah 0.73/0.97). Naproti tomu, kompenzace parametrů, jejichž hodnoty s rychlostí nedosahovaly vysokých korelací s rychlostí kompenzace ICC (1,1), se nezlepšila. Variabilita všech parametrů byla přijatelná, ale CV (index variability) se zlepšil významně po kompenzaci ve srovnání se stavem před kompenzací u 6 z 15 parametrů.

Jejich zjištění naznačují, že nízká reliabilita parametrů byla způsobena měřením v různých dnech. Vysoká opakovatelnost a přijatelnější variabilita byla získána v případě, jestliže se data kompenzovala rychlostí.

Monaghan et al., (2006)

Dalším, neméně zajímavým výzkumem v této oblasti, se zabývali Monaghan, Delahunt a Caulfield (2006) *Zvýšení počtu zkušebních pokusů chůze maximalizuje „intra-rater" spolehlivost parametrů získaných kinematickým systémem CODA.*

Zjišťovali, kolik je potřeba optimálních zkušebních pokusů chůze pro maximalizování „intra-rater" spolehlivosti. Využitím kinematického systému CODA u zdravé populace, budou projednány potenciální zdroje variability pomocí experimentálních postupů metodou test-retest.

Kartézský optoelektronický dynamický antropometr (Cartesian Optoelectronic Dynamic Anthropometer - CODA), systém pro analýzu pohybu, vykazoval špatnou korelaci pro „intra-rater" spolehlivost u kinematických a kinetických parametrů. Není znám potřebný optimální počet pokusů testování k prezentování jednotlivce, jako vzor normální chůze.

Deset zdravých probandů (tři muži a sedm žen) ve věku 28,5 (SD = 5,57) let, tělesná výška 1,72 (0,08) m a tělesná hmotnost 68.7 (7.3) kg se dobrovolně přihlásili k účasti na studii. Všichni jedinci byli testováni dobře vyškoleným hodnotitelem, zkušeným s umisťováním anatomických značek Jedinci byli starší 16 let.

Získání dat bylo provedeno pomocí jednoho kinematického systému pro analýzu pohybu CODA (CHARNWOOD Dynamics Ltd. Leicestershire, UK). Systém byl plně integrován se silovou deskou (Bertec Corporation, OH, USA) vloženou do měřícího chodníku.

Všichni jedinci byli testováni jedním zkoušejícím během dvou zkušebních relací jeden týden od sebe. Levá noha byla vybrána pro analýzu u všech testovaných. Kinematické a kinetické údaje byly získány při 200 Hz vzorkovací frekvence a 4 s při chůzi přes sílové plošiny a kolem skeneru.

Jejich zjištění vykazují zlepšenou „intra-rater" spolehlivost u všech měřených parametrů v CODA sytému analýzy pohybu ve srovnání s předchozími studiemi. ICC obecně zvýšil počet zkušebních pokusů chůze, představující průměrné zvýšení. Možnosti shody obecně snížily počet zkušebních pokusů chůze, představující průměrné zvýšení. Výsledky prokázaly, že pro prostorové a časové parametry

měření pouze dva pokusy chůze představují průměr. Vytvářely podobnou variabilitu při opakování testu, jako když byl naměřen vyšší počet pokusů. Variabilita kinematických a kinetických parametrů klesá s rostoucím počtem naměřených pokusů. Zastávají názor, že rozsah deseti pokusů bude optimální pro budoucí analýzu při měření kinetických a kinematických parametrů.

Fortin et al. (2007)

Naší třetí vybranou studií je, *Inter-trial reliabilita a opakovaný test spolehlivosti kinematických a kinetických parametrů chůze u pacientů s adolescentní idiopatickou skoliózou*. Fortin, Nadeau a Labelle (2007) vypracovali studii s cílem porovnat držení těla a způsob chůze u adolescentů s ideopatickou skoliózou (=nejrozšířenější typ skoliózy, typický pro tělesný vývoj adolescentů, páteř je zakřivená ve třech rovinách, příčiny jsou nejasné, pacientům je doporučována fyzioterapie, korzetoterapie, v některých případech je nutná i operace) a styl chůze zdravých jedinců.

Testováno bylo 20 dívek ve věku 12-17 let, které trpěly ideopatickou skoliózou. Každá z dívek byla testovaná dvakrát, a to v rozmezí 5 – 10 dnů. Podmínky obou testování byly stejné. V prvním dni měly účastnice jít svou rychlostí určitou vzdálenost. Při druhém testování měly držet tempo s rychleji jdoucí skupinou lidí.

Měření délky času akroku probíhalo pomocí tří spínačů (foot-switches) na patě, palci a pod malíčkem umístěných na chodidle každé nohy. Kinematické údaje byly zaznamenány pomocí Optotrak system. Cardanic zaznamenával pohyb a úhly otáčení v bocích a kolenou.

Testované dívky měly průměrnou rychlost vlastní zvolené chůze 1.29 ± 0.16 m/s, délku kroku 1.41 ± 0.10 m a frekvenci kroku 105 ± 7.8 kroků/min. Když měly držet tempo s rychleji jdoucí skupinou, jejich průměrná rychlost vzrostla na 1.82 ± 0.17 m/s, prodloužila se na 1.67 ± 0.12 a stoupla na frekvenci 125 ± 8.6 kroků/min.

V první řadě testovali spolehlivost a podobnost výsledků mezi testovanými (ve stejný den). Dospěli k závěru, že se výsledky neshodovaly ve dvou testovacích dnech, a to hlavně v případě rychlé chůze. Giacas a spol. uvádí, že to může být způsobeno deformováním páteře, což může zapříčinit horší rovnováhu při chůzi.

Zhoršení tohoto prvku, a také větší rozdíly mezi měřeními, je nejspíše způsobeno zrychlením, a tím pádem i umocněním nesprávných rysů chůze.

Při porovnávání výsledků mezi dvěma testovacími dny dospěli k závěru, že v případě volně volitelné chůze nebyly dívky konstantní. Druhý testovací den probandky ve většině případů změnily rychlost vzhledem k prvnímu testování. Jelikož při rychlejší chůzi určité rysy nesprávného chození již nemůžeme pozorovat, bylo toto měření považováno za neplatné a nespolehlivé. Poměrně spolehlivé výsledky vyšly z měření úhlu pohybu kolenou a boků. Shodné výsledky s předešlými studiemi vyšly z měření pohybu kloubů v kotníku, kolene a bocích při volné chůzi. Velké rozdíly nebyly pozorovány ani při rychlé chůzi, nicméně zde je jasné, že rotace výše uvedených kloubů záleží na pohybu trupu. Bylo zjištěno, že vývoj ideopatické skoliózy nezáleží jen na věku, ale i na váze. Proto se může postupně její vývoj horšit.

Spolehlivost mezi jednotlivými měřeními v jeden den je evidentně vyšší než při porovnávání měření provedených v odlišné dny pro všechny aspekty a rysy stylu chůze. Nicméně si musíme uvědomit, že rychlost chůze hraje významnou roli v některých aspektech. Dále musíme brát v úvahu to, že hmotnost je důležitým parametrem, a proto by se neměla porovnávat testování v delším (>3 měsíce) časovém intervalu. Také pro platné výsledky by se měli porovnávat jedinci podobné výšky a hmotnosti.

3 CÍLE A VYZKUMNÉ OTÁZKY

Cílem této diplomové práce bylo ověřit reliabilitu vybraných parametrů charakterizující zatížení dolních končetin při chůzi na silových a tlakových plošinách.

3.1 Dílčí cíle

Stanovili jsme si tyto dílčí cíle:

- zjistit opakovatelnost zatížení dolních končetin v rámci jednoho měření na silových a tlakových plošinách,
- zjistit opakovatelnost zatížení dolních končetin mezi měřeními s odstupem jednoho týdne na silových a tlakových plošinách.

3.2 Výzkumné otázky

Je reliabilita v rámci jednoho měření na silových a tlakových plošinách vysoká?

Je reliabilita mezi měřeními s odstupem jednoho týdne na silových a tlakových plošinách vysoká?

4 METODIKA

Výzkumné měření probíhalo v laboratoři chůze Katedry přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Celé měření proběhlo za standardních podmínek, přítomni byli vyšetřující a testovaná osoba.

4.1 Soubor

Výzkumný soubor tvořilo 10 mužů ve věku 20 – 30 let o následujících charakteristikách: věk 23,6 ± 2,9 let, tělesná výška 182,7 ± 4,4 cm, hmotnost 78,0 ± 7,7 kg.

4.2 Metody

Měření reakční síly podložky při chůzi bylo provedeno pomocí silové plošiny Kistler (Kistler Instrumente, Winterthur, Švýcarsko).

Rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou bylo měřeno pomocí dvoumetrové tlakové plošiny Footscan (RSScan International, Olen, Belgie).

4.3 Popis měření

Každá osoba absolvovala 4 pokusy chůze přirozenou rychlostí na silových i tlakových plošinách. Měření bylo zopakováno přibližně po jednom týdnu.

4.4 Zpracování dat

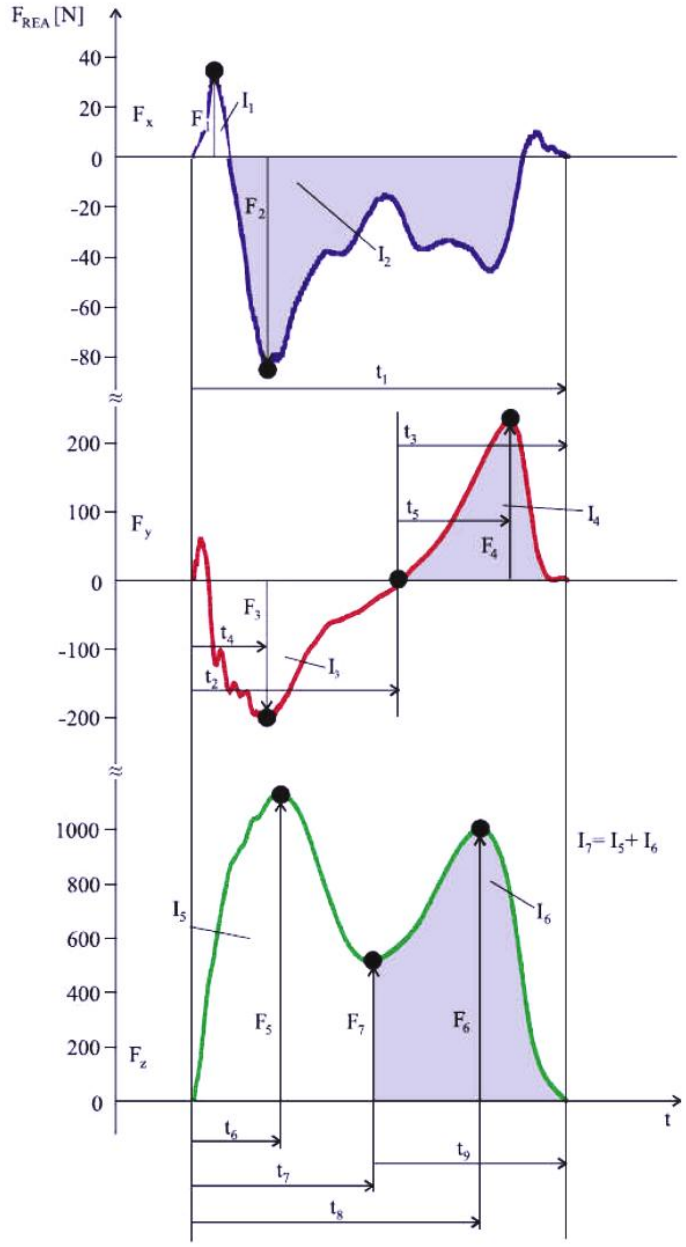
Pro posouzení reliability měřených parametrů v rámci jednoho měření byl vypočítán (MATLAB R2010b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) koeficient vnitrotřídní korelace. Reliabilita parametrů mezi různými měřeními byla vypočítána z průměrných hodnot v každém měření pomocí Pearsonova korelačního koeficientu (Statistica, verze 12.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA).

4.5 Měřené parametry

Reakční síla podložky

Vektor reakční síly se skládá ze tří složek: mediolaterální (x), anteroposteriorní (y) a vertikální (z). Vybrané absolutní časové a silové parametry a parametry impulsu síly.

Obrázek 10 Dynamografické parametry měřené při chůzi (upraveno podle Vaverka & Elfmark, 2006)



- t_1, t_2, t_3 – doba trvání oporové, brzdící a akcelerační fáze
- t_4, t_5, t_6, t_8 – čas maximální síly v brzdící a v akcelerační fázi
- t_7 – čas lokálního minima vertikální síly
- t_9 – čas od minima síly do konce stojné fáze
- F_1, F_2 – maximální síla v mediálním a laterálním směru
- F_3, F_4, F_5, F_6 – maximální síla v brzdící a akcelerační fázi
- F_7 – minimální síla ve středním a koncovém stoji

- I_1, I_2 – silový impulz v mediálním a laterálním směru
- I_3, I_4, I_5, I_6 – silový impulz v brzdící a v akcelerační fázi
- I_7 – celkový silový impulz vertikální složky reakční síly

Rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou

Základními výstupními veličinami při měření rozložení tlaku na kontaktu nohy s podložkou je závislost tlaku na čase a souřadnice působiště reakční síly (COP).

Chodidlo jsme rozdělili (s pomocí software) na deset anatomických oblastí: Heel Lateral (laterální část paty), Heel Medial (mediální část paty), Meta 1 – Meta 5 (I. až V. metatarz), Midfoot (středonoží), Toe 1 (palec), Toe 2 – 5 (II. až V. prst).

Následně jsme dopočítali tyto parametry:

- % Contact [%] – doba kontaktu specifické oblasti vzhledem k době kontaktu celého chodidla,
- Impuls [$N.s.cm^{-2}$] – tlakový impuls,
- Max P [$N.cm^{-2}$] – maximum tlaku,
- t_{max} P [%] – okamžik, kdy nastává maximum tlaku v průběhu stojné fáze.

5 VÝSLEDKY

Pro hodnocení výsledků jsme použili referenční hodnoty z tabulky 1.

Tabulka 1 Orientační limity pro posuzování reliability podle Havla & Hnízdila (in Zaciorský, 1980)

Limit	Spolehlivost
0,95 – 0,99	Vysoká spolehlivost
0,90 – 0,94	Dobrá spolehlivost
0,80 – 0,89	Přijatelná spolehlivost (dostatečná pro individuální měření)
0,70 – 0,79	Velmi nízká spolehlivost (dostatečná pro skupinová měření)
0,60 – 0,69	Nedostatečná

5.1 Opakovatelnost v rámci jednoho měření

5.1.1 Reakční síla podložky – GRF (ground reaction force)

Hodnoty vnitrotřídní korelace u silových parametrů jsou uvedeny v tabulce 2. Z výsledků vyplynulo, že silové parametry se pohybují v rozmezí přijatelné až vysoké spolehlivosti ICC (1,1) a ICC (3,1) od 0,85 do 0,99.

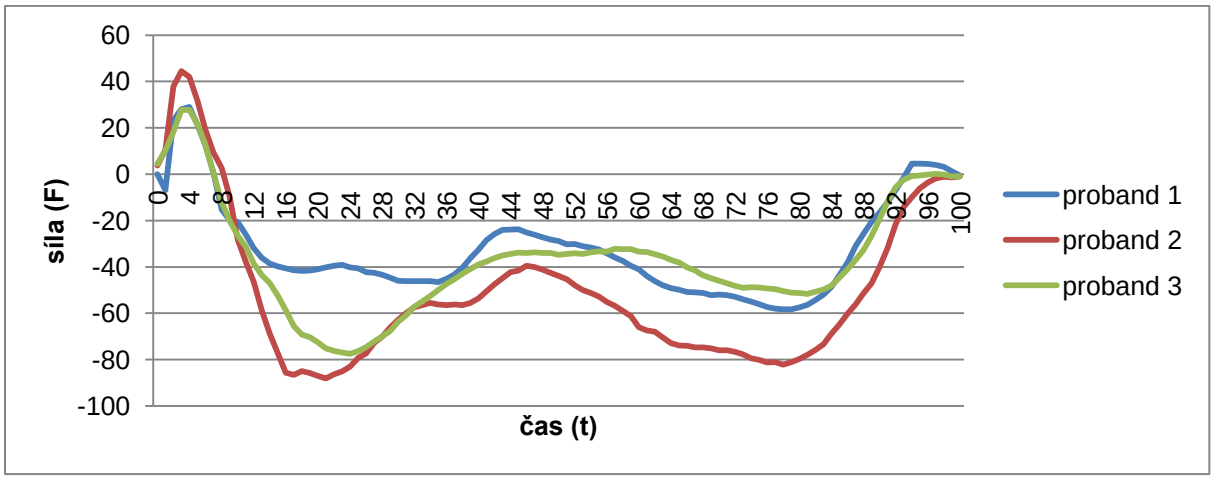
Tabulka 2 Hodnoty vnitrotřídní korelace silových parametrů

Parametr	Směr	ICC(1,1)	ICC(3,1)
F1	ML	0,983	0,982
F2	ML	0,986	0,986
F3	AP	0,901	0,898
F4	AP	0,919	0,917
F5	V	0,875	0,875
F6	V	0,912	0,911
F7	V	0,854	0,849

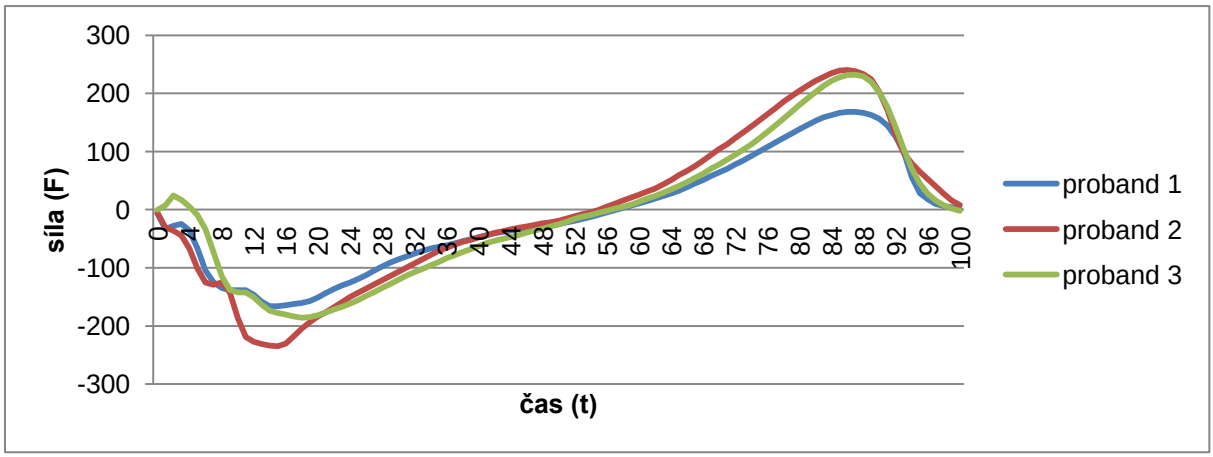
Legenda: F1, F2 – maximální síla v mediálním a axiálním směru; F3, F4, F5, F6 – maximální síla v brzdící a akcelerační fázi; F7 – minimální síla ve středním a koncovém stoji; ML – mediolaterální směr; AP – anteroposteriorní směr; V – vertikální směr

Na příkladu tří náhodně vybraných respondentů můžeme vidět průběh sil v mediolaterálním, anteroposteriorním a vertikálním směru. Na obrázcích 11 – 13 jsou průměry zobrazeny vybraných probandů.

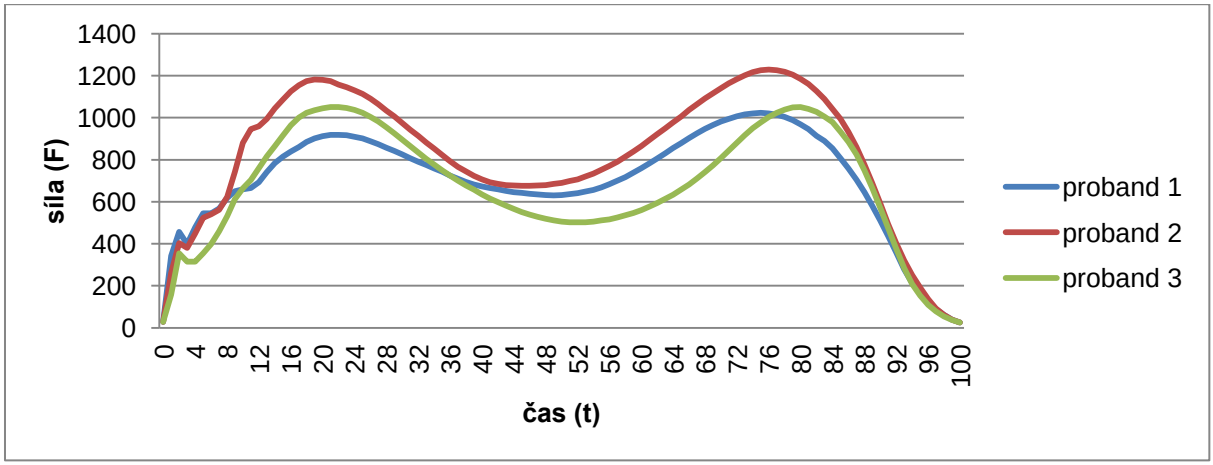
Obrázek 11 Silové parametry v mediolateralním směru (x)



Obrázek 12 Silové parametry v anteroposteriorním směru (y)



Obrázek 13 Silové parametry ve vertikálním směru (z)



Hodnoty vnitrotřídní korelace jsou uvedeny v tabulce 3. Silové impulsy dosahují korelace ICC (1,1) od 0,68 do 0,91 a ICC (3,1) od 0,67 do 0,91.

Tabulka 3 Hodnoty vnitrotřídní korelace silových impulsů

Parametr	Směr	ICC(1,1)	ICC(3,1)
I_1	ML	0,634	0,654
I_2	ML	0,871	0,875
I_3	AP	0,840	0,833
I_4	AP	0,910	0,907
I_5	V	0,821	0,839
I_6	V	0,692	0,699
I_7	V	0,678	0,669

Legenda: I_1, I_2 – silový impulz v mediálním a laterálním směru; I_3, I_4, I_5, I_6 – silový impulz v brzdící a v akcelerační fázi;I_7 – celkový silový impulz vertikální složky reakční síly; ML – mediolaterální směr; AP – anteroposteriorní směr; V – vertikální směr

Hodnoty vnitrotřídní korelace jsou uvedeny v tabulce 4. Časové parametry dosahují korelace ICC (1,1) od 0,56 do 0,70 a ICC (3,1) od 0,56 do 0,69.

Tabulka 4 Hodnoty vnitrotřídní korelace časových parametrů

Parametr	Směr	ICC(1,1)	ICC(3,1)
t_1	Celkový	0,701	0,692
t_2	AP	0,564	0,560
t_3	AP	0,564	0,560
t_4	AP	0,600	0,594
t_5	AP	0,621	0,608
t_6	V	0,650	0,682
t_7	V	0,651	0,691
t_8	V	0,689	0,687
t_9	V	0,651	0,691

Legenda: t_1, t_2, t_3 - doba trvání oporové, brzdící a akcelerační fáze; t_4, t_5, t_6, t_8 – čas maximální síly v brzdící a v akcelerační fázi; t_7 – čas lokálního minima vertikální síly; t_9 – čas od minima síly do konce stojné fáze; ML – mediolaterální směr; AP – anteroposteriorní směr; V – vertikální směr

Porovnáním jednotlivých výsledků reliability s orientačními limity (tabulka 1) zjistíme, že nejvyšší spolehlivost mají silové parametry. Ty jsou nejdůležitější komponentou pro výzkum v naší studii.

Výsledky hodnot vnitrotřídní korelace impulsu síly ukazují na **nedostatečnou spolehlivost** těchto impulsů: I_1 – silový impuls mediální (x); I_6 – silový impuls v akcelerační fázi (z); I_7 – celkový silový impuls (z) má. **Přijatelnou spolehlivost** má I_2 – silový impuls laterální (x); I_3 – silový impuls v brzdící fázi (y); I_5 – silový impuls v brzdící fázi (x). **Dobrou spolehlivost** nalezneme pouze u parametru I_4 – silový impuls v akcelerační fázi (y).

Další ověřovanou komponentou byly časové parametry. Výsledky jsou neuspokojivé, můžeme tedy tvrdit, že spolehlivost časových parametrů je nedostatečná.

5.1.2 Rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou

Hodnoty vnitrotřídní korelace tlaků při kontaktu nohy s podložkou jsou znázorněny v tabulce 5. Parametr ***% Contact*** má nejvyšší hodnoty korelačního koeficientu v oblasti II. metatarzu a II. – V. prstu. Nejnižší korelace jsme zaznamenali na V. metatarzu a palci.

Korelace tlakového ***impulsu*** je nejvyšší v oblasti III. metatarzu, laterální a mediální části paty. Naopak nejnižší korelace jsou na I., V. metatarzu a na středonoží.

Nejvyšších hodnot korelace v maximu tlaku (***Max P***) dosahují v oblastech III. metatarzu a palci. Nejnižší hodnoty jsme zjistili u V. metatarzu a středonoží.

Hodnoty korelačního koeficientu pro parametr t_{max} ***P*** jsou nejvyšší v oblasti I. – III. metatarzu. Nejnižší hodnoty u téhož parametru jsme zaznamenali v oblasti palce.

Tabulka 1 Hodnoty vnitrotřídní korelace tlakových parametrů v každé oblasti

Oblast	%Contact		Impuls		Max P		t_{max} P	
	ICC(1,1)	ICC(3,1)	ICC(1,1)	ICC(3,1)	ICC(1,1)	ICC(3,1)	ICC(1,1)	ICC(3,1)
Heel Lateral	0,714	0,708	0,727	0,717	0,554	0,542	0,457	0,473
Heel Medial	0,758	0,750	0,727	0,718	0,595	0,594	0,537	0,530
Meta 1	0,653	0,640	0,323	0,348	0,480	0,482	0,646	0,696
Meta 2	0,804	0,805	0,554	0,540	0,551	0,544	0,639	0,631
Meta 3	0,782	0,779	0,723	0,733	0,670	0,700	0,618	0,609
Meta 4	0,730	0,759	0,542	0,565	0,542	0,575	0,327	0,333
Meta 5	0,267	0,297	0,276	0,274	0,132	0,128	0,448	0,444
Midfoot	0,645	0,637	0,326	0,314	0,372	0,371	0,556	0,561
Toe 1	0,314	0,310	0,475	0,470	0,670	0,661	0,149	0,164
Toe 2-5	0,807	0,806	0,538	0,538	0,437	0,420	0,428	0,461

Legenda pro tabulky 5 a 9: Heel Lateral – laterální část paty; Heel Medial – mediální část paty; Meta 1 – Meta 5 – I. až V. metatarz; Midfoot – středonoží; Toe 1 – palec; Toe 2 – 5 – II. až V. prst; % Contact – doba kontaktu specifické oblasti vzhledem k době kontaktu celého chodidla; Impuls – tlakový impuls; Max P – maximum tlaku; t_{max} P – maximum tlaku v průběhu stojné fáze

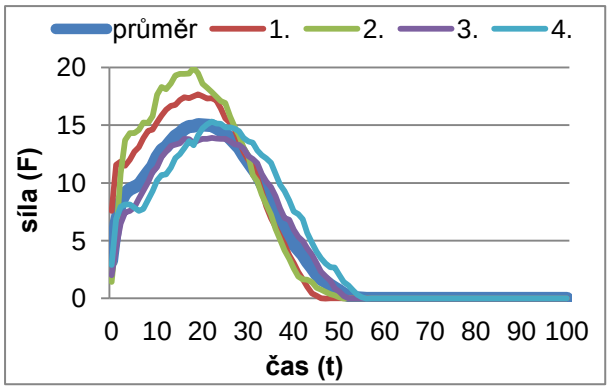
Grafické znázornění

Následující obrázek znázorňuje hodnoty rozložení tlaků (ze čtyř pokusů chůze) a jejich průměr (u vybraného jedince) v 10 oblastech nohy.

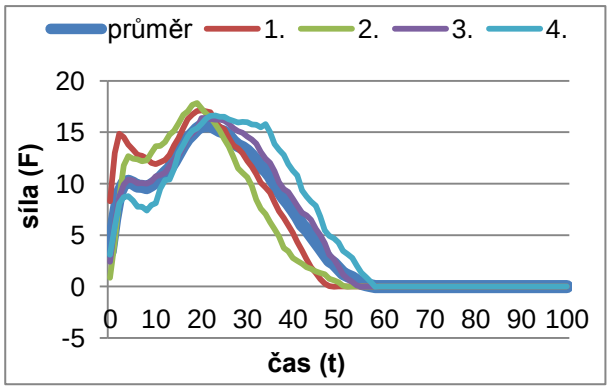
Obrázek 14 Průběh tlaku ve 4 pokusech chůze u vybraného jedince:

A. laterální část paty,
B. mediální část paty,
C. 1. metatarzu,
D. 2. metatarzu,
E. 3. metatarzu,
F. 4. metatarzu,
G. 5. metatarzu,
H. středonoží,
I. palce,
J. 2. – 5. prstu.

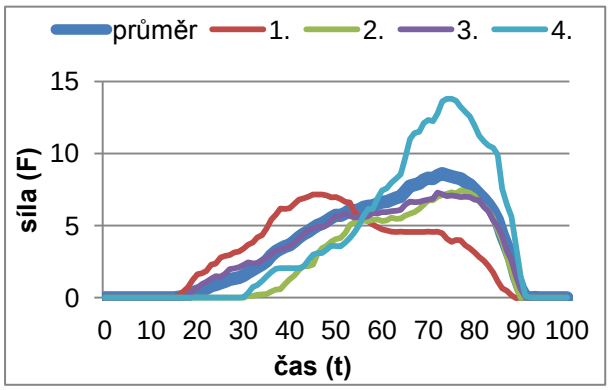
A


průměr
1.
2.
3.
4.
síla (F)
čas (t)

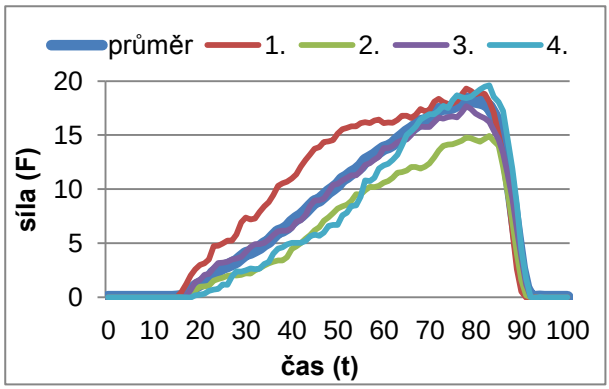
B


průměr
1.
2.
3.
4.
síla (F)
čas (t)

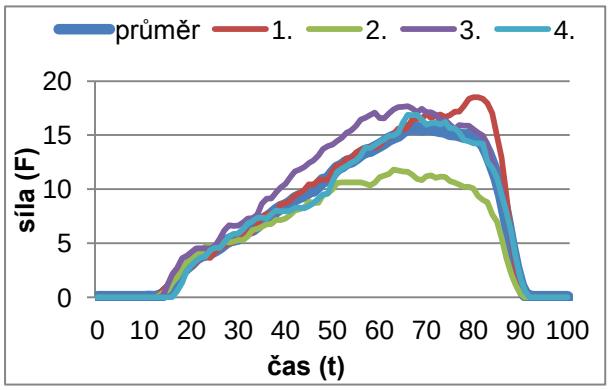
C


průměr
1.
2.
3.
4.
síla (F)
čas (t)

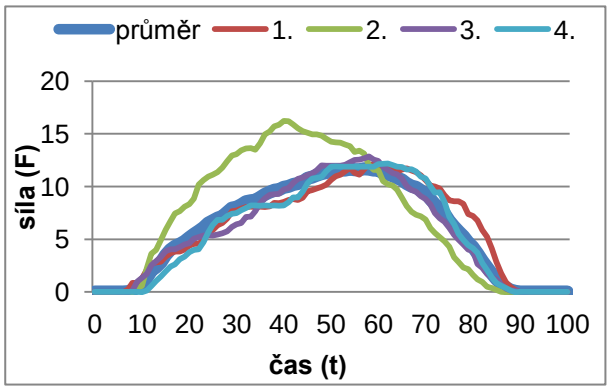
D


průměr
1.
2.
3.
4.
síla (F)
čas (t)

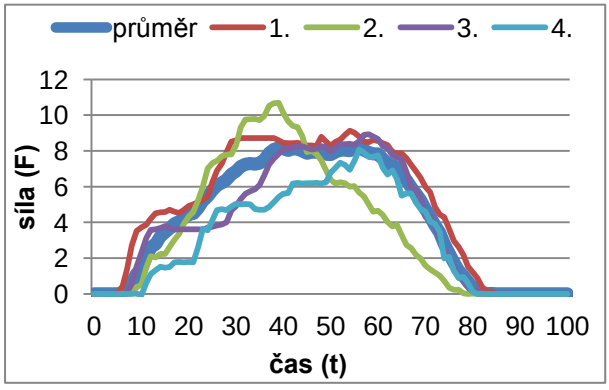
E


průměr
1.
2.
3.
4.
síla (F)
čas (t)

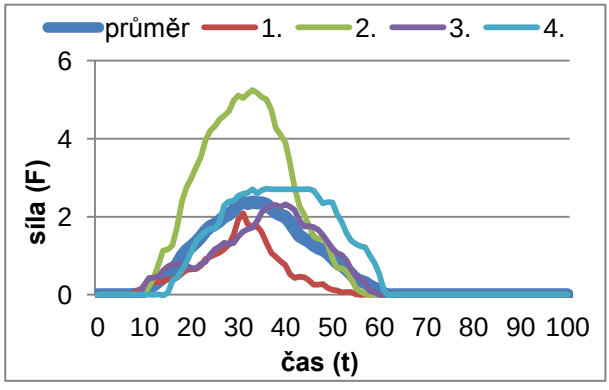
F


průměr
1.
2.
3.
4.
síla (F)
čas (t)

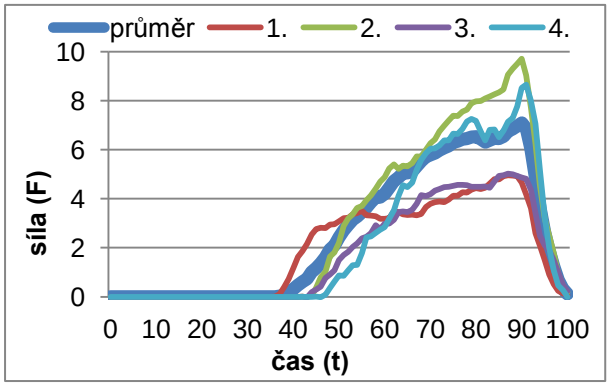
G


průměr
1.
2.
3.
4.
síla (F)
čas (t)

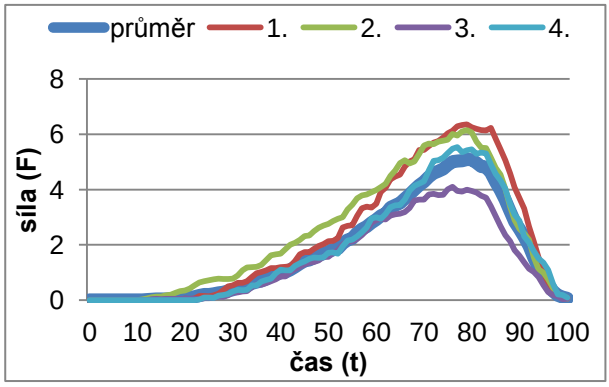
H


průměr
1.
2.
3.
4.
síla (F)
čas (t)

I



J



5.2 Opakovatelnost mezi měřeními

Zjišťovali jsme hodnoty korelace mezi měřeními s týdenním odstupem v rámci celého souboru. Graficky jsme znázornili srovnání průběhu u vybraných jedinců.

5.2.1 Reakční síla podložky – GRF (Ground Reaction Force)

Z výsledků korelace hodnot silových parametrů vyplývá, že korelační koeficient r ≅ 0,79 – 0,99. Hladina p < 0,01, můžeme tedy tvrdit, že výsledky jsou statisticky vysoce významné.

Tabulka 2 Hodnoty korelace silových parametrů mezi měřeními

Parametr	r	p
F1 [%]	0,993	p<0,001
F2 [%]	0,972	p<0,001
F3 [%]	0,792	p<0,001
F4 [%]	0,885	p<0,001
F5 [%]	0,913	p<0,001
F6 [%]	0,907	p<0,001
F7 [%]	0,873	p<0,001

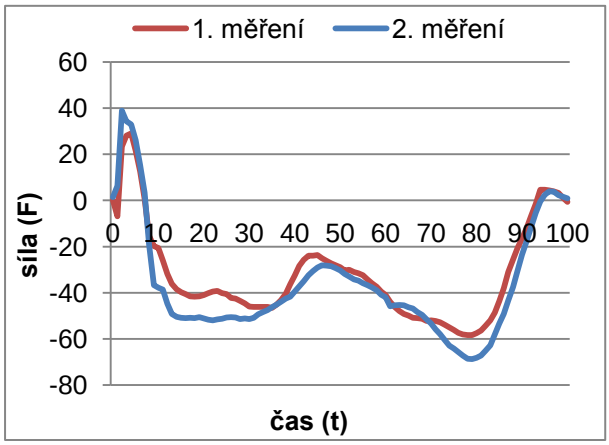
Grafické znázornění

Na následujících obrázcích můžeme vidět srovnání průměrných hodnot obou měření.

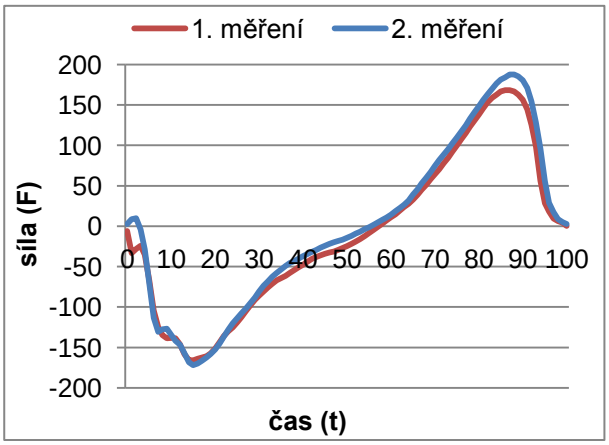
Obrázek 15 Průměrný průběh jednotlivých složek reakční síly podložky ze dvou měření u vybraných probandů:

A. v mediolaterálním směru (x) – proband 1,
B. v anteroposteriorním směru (y) – proband 1,
C. ve vertikálním směru (z) – proband 1,
D. v mediolaterálním směru (x) – proband 2,
E. v anteroposteriorním směru (y) – proband 2,
F. ve vertikálním směru (z) – proband 2,
G. v mediolaterálním směru (x) – proband 3,
H. v anteroposteriorním směru (y) – proband 3,
I. ve vertikálním směru (z) – proband 3.

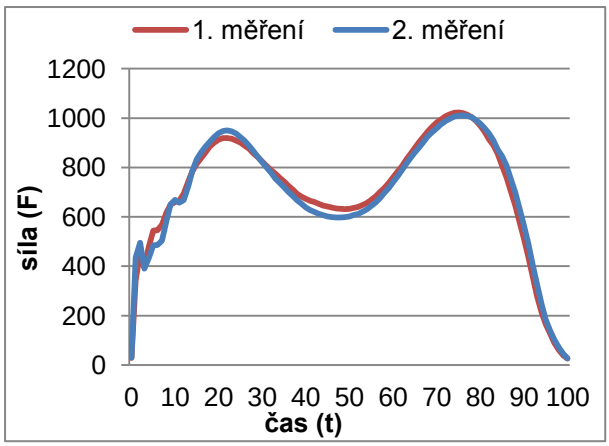
A



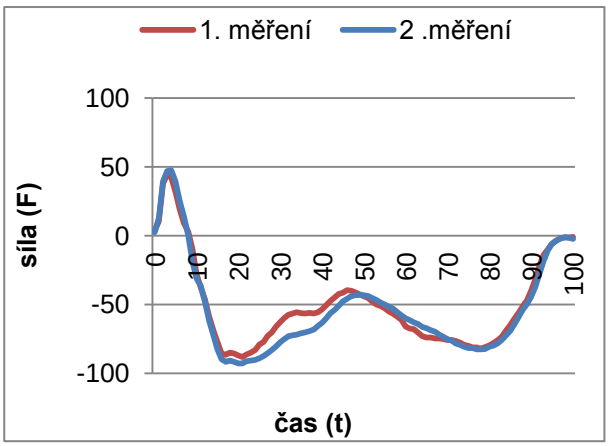
B



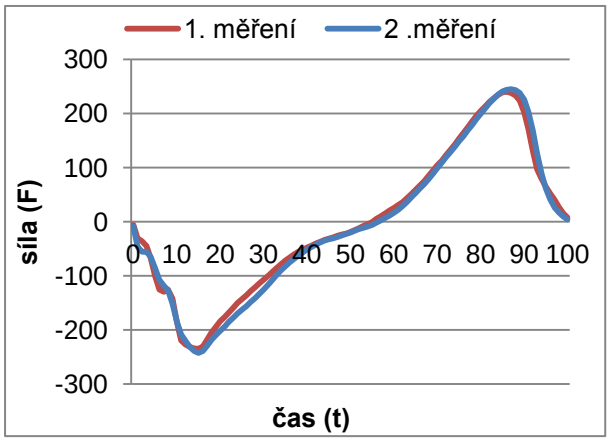
C



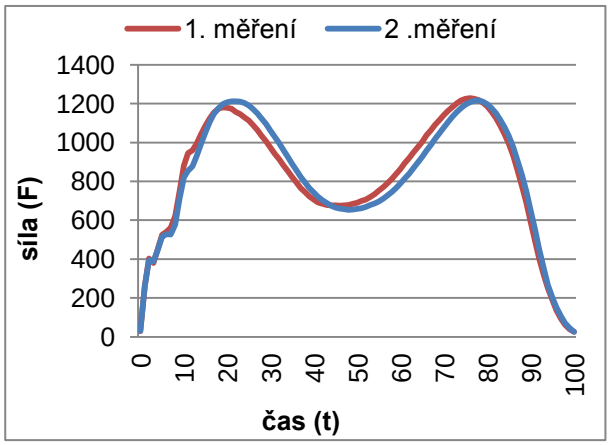
D



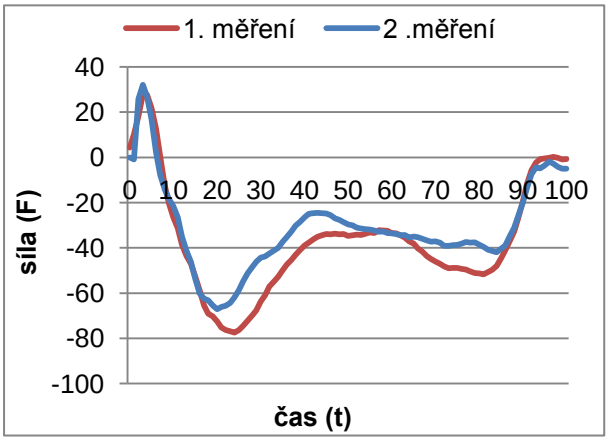
E


1. měření
2 .měření
300
200
100
0
-100
-200
-300
síla (F)
0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100
čas (t)

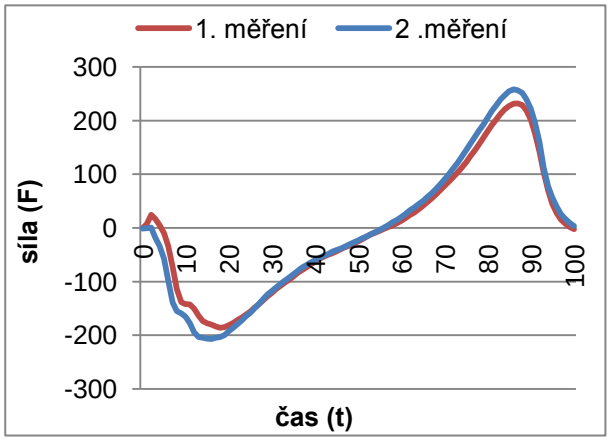
F


1. měření
2 .měření
1400
1200
1000
800
600
400
200
0
síla (F)
0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100
čas (t)

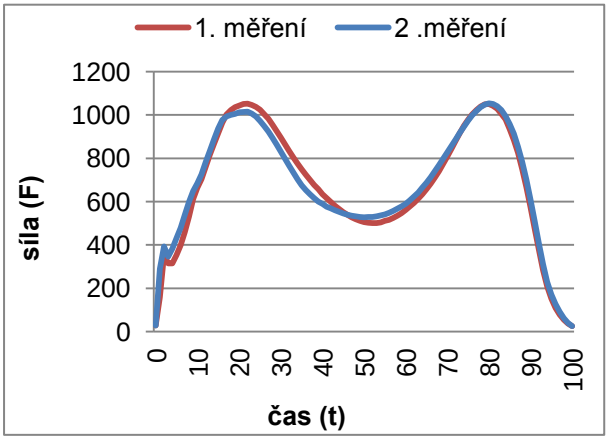
G


1. měření
2 .měření
40
20
0
-20
-40
-60
-80
-100
síla (F)
0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100
čas (t)

H


1. měření
2 .měření
300
200
100
0
-100
-200
-300
síla (F)
0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100
čas (t)

I


1. měření
2 .měření
1200
1000
800
600
400
200
0
síla (F)
0 10 20 30 40 50 60 70 80 90 100
čas (t)

Výsledky korelace hodnot silových impulsů (tabulka 7) jsou nepravidelné, r ≅ 0,55 – 0,95. Hladina statistické významnosti korelace silových impulsů $p < 0,05$. Průměrná hodnota korelačního koeficientu (r) = 0,78, spolehlivost je dostatečná.

Tabulka 3 Hodnoty korelace silových impulsů mezi měřeními

Parametr	r	p
I_1 [%.s]	0,856	p<0,001
I_2 [%.s]	0,946	p<0,001
I_3 [%.s]	0,626	0,003
I_4 [%.s]	0,843	p<0,001
I_5 [%.s]	0,898	p<0,001
I_6 [%.s]	0,709	p<0,001
I_7 [%.s]	0,554	0,0110

U výsledků hodnot korelace časových parametrů (tabulka 8) jsme vypočítali korelační koeficient r ≅ 0,31 – 0,92. Tento výsledek má za následek u parametrů t_2, t_3 hodnotu $p > 0,05$ „statisticky nevýznamný vztah“. U ostatních hodnota statisticky významná $p < 0,05$ až vysoce významná $p < 0,01$. Průměrná hodnota korelačního koeficientu (r) = 0,66, spolehlivost je nedostatečná.

Tabulka 4 Hodnoty korelace časových parametrů mezi měřeními

Parametr	r	p
t_1 [s]	0,544	0,013
t_2 [%]	0,312	0,180
t_3 [%]	0,312	0,180
t_4 [%]	0,890	p<0,001
t_5 [%]	0,427	0,060
t_6 [%]	0,812	p<0,001
t_7 [%]	0,851	p<0,001
t_8 [%]	0,924	p<0,001
t_9 [%]	0,851	p<0,001

Legenda pro tabulky 6 – 8: r – korelační koeficient; p – hladina statické významnosti

5.2.2 Rozložení tlaku při kontaktu nohy s podložkou

Výsledky korelační analýzy (tabulka 9) ukazují, že parametr ***% Contact*** má nejnižší reliabilitu v oblasti V. metatarzu r = 0,41. Hladina statické významnosti má hodnotu p = 0,114, tedy je korelační koeficient v této oblasti statisticky nevýznamný.

Zbylé oblasti mají vysokou míru korelace (r > 0,70), a tudíž je můžeme považovat za reliabilní.

Hodnoty počátečního ***impulsu*** jsou nízké v oblasti středonoží r = 0,45 a p = 0,084, kromě této oblasti jsou výsledky hodnot korelačního koeficientu (r > 0,70) zbývající části nohy reliabilní.

Parametr ***Max P*** je reliabilní (r > 0,70) ve všech oblastech nohy kromě středonoží (r = 0,49 a p = 0,54)

Nejméně žádoucích výsledků dosahuje parametr t_{max} ***P***. Korelační koeficient je nízký v oblastech I., III. metatarzu a oblasti prstů. V ostatních oblastech je p < 0,05. Můžeme tedy tvrdit, že hodnoty korelačního koeficientu (r < 0,70) v těchto oblastech nejsou reliabilní.

Tabulka 5 Hodnoty korelace tlaku při kontaktu nohy s podložkou

Oblast	%Contact		Impuls		Max P		t_{max} P	
	r	p	r	p	r	p	r	p
Heel Lateral	0,850	p<0,001	0,520	0,039	0,525	0,037	0,696	0,003
Heel Medial	0,870	p<0,001	0,838	p<0,001	0,780	p<0,001	0,823	p<0,001
Meta 1	0,669	0,005	0,787	p<0,001	0,829	p<0,001	0,360	0,171
Meta 2	0,919	p<0,001	0,807	p<0,001	0,725	0,002	0,829	p<0,001
Meta 3	0,881	p<0,001	0,871	p<0,001	0,858	p<0,001	0,255	0,340
Meta 4	0,772	p<0,001	0,767	0,001	0,731	0,001	0,560	0,024
Meta 5	0,411	0,114	0,669	0,005	0,660	0,005	0,686	0,003
Midfoot	0,769	0,001	0,446	0,084	0,489	0,054	0,518	0,040
Toe 1	0,656	0,006	0,888	p<0,001	0,883	p<0,001	0,633	0,008
Toe 2-5	0,690	0,003	0,803	p<0,001	0,848	p<0,001	0,235	0,380

6 DISKUZE

Dynamografie a plantární pedobarografie jsou sofistikované metody pro posouzení zatížení nohou při chůzi. V dynamografii můžeme určit vektor reakční síly podložky, který můžeme rozdělit do tří složek – vertikální, anteroposteriorní a mediolaterální. Vertikální složka poskytuje informace o gravitačním, resp. tíhovém zatížení (Piscoya et al., 2005). Tato složka síly bývá spojována s dalšími sílami, které se objevují a hrají důležitou roli při vzniku patologických stavů, jako jsou bolesti zad a osteoartritidy (Piscoya et al., 2005). Síly ve směru anteroposteriorním jsou hlavní složkou, která označuje působení tření (Chang et al., 2011). Tato síla umožňuje pohled na tření mezi nohou a podložkou, její nárůst může být spojen se vznikem puchýřů (Knapik et al., 1992), a sklonem k prokluzu (Chang a kol., 2011). Obě z uvedených složek informují o celkové síle působící na lidské tělo. Nicméně reakční síly podložky neposkytují žádnou informaci o tom, v jakém místě na noze působí (Castro et al., 2014). Metoda plantární pedobarografie umožňuje vypočítat hodnoty zpravidla pouze vertikální složky, avšak aplikovat ji lze na každou oblast povrchu nohy. Poskytuje informace o struktuře a funkci nohy (Cavanagh & Ulbrecht, 1994). Pozitivní korelace mezi zvýšenými hodnotami tlaku na plosce nohy a stupněm bolestivosti byly již dříve zjištěny (Hodge a kol., 1999). Je velmi důležité zdůraznit, že k dosažení podrobnější a komplexnější představě o silách působících na pohybový aparát musíme zkombinovat reakční sílu podložky a rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou.

Portney a Watkins (2009) uvádějí, že hodnoty vnitrotřídní korelace (ICC) nad 0,75 potvrzují dobrou reliabilitu. Fleiss navrhuje jako přijatelná kritéria ICC < 0,4 špatnou, 0,4 > ICC < 0,75 přijatelnou a ICC > 0,75 vynikající spolehlivost (in Henriksen et al., 2004). Budeme-li vycházet z Fleissových hodnot, tak spolehlivost v rámci jednoho měření na silových plošinách je vynikající. Průměrné hodnoty vnitrotřídní korelace jsou ICC (1,1) = 0,76 a ICC (3,1) = 0,77. Při měření na tlakových plošinách jsou průměrné hodnoty vnitrotřídní korelace ICC (1,1) a ICC (1,3) = 0,54. Z uvedeného důvodu můžeme tvrdit, že spolehlivost tlakových plošin v rámci jednoho měření je přijatelná.

6.1 Reliabilita v rámci jednoho měření

V naší studii dosahují dílčí hodnoty různých výsledků, a to u silových a časových parametrů. Nicméně výsledky průměrných hodnot reakční síly podložky dosahují vynikající spolehlivosti.

Rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou má různorodé výsledky v různých částech chodidla. Cornwall a McPoil (1997) zkoumali účinek různých protetických pomůcek v počátečním zatížení při chůzi. Zjistili, že spolehlivost (ICC) byla vysoká v přední části nohy, avšak nižší v ostatních oblastech. V naší studii jsme zjistili, že nejnižší reliabilita tlakových plošin v rámci jednoho měření je ve třech z desíti oblastí, zejména u V. metatarzu, středonoží a palce. I přesto výsledky průměrných hodnot dosahují přijatelné spolehlivosti.

Odpověď na výzkumnou otázku, zda je reliabilita v rámci jednoho měření u silových a tlakových plošin vysoká, není sice jednoznačná, ale uspokojivá. Spolehlivost měření na silových plošinách dosahuje vysokých hodnot.

6.2 Reliabilita mezi měřeními

Měřené parametry reakční sily podložky jsou: síla, počáteční impuls a čas. Korelační koeficient těchto parametrů je různorodý. Relativně nejnižší hodnotu mají časové parametry (r = 0,66). Korelační koeficient počátečního impulsu (r = 0,78). Nejvyšších hodnot dosahují silové parametry (r = 0,91). Můžeme tvrdit, že průměrná hodnota korelačního koeficientu (r) silových plošin je 0,77.

Gurney, Kersting a Rosenbaumb (2008) došli k závěrům, že rozložení tlaků při kontaktu nohy s podložkou má vysokou spolehlivost v rámci opakovaných měření u zdravé populace. Tato tendence platí zejména v oblastech chodidla, kde je relativně vysoká zátěž v průběhu chůze, jako je například zadní část nohy a přední části nohy. Obecně řečeno, nižší spolehlivost byla nalezena na typicky méně zatížených oblastech, jako je například střední část nohy. V souladu s touto studií jsou i naše výsledky, kde nejnižší spolehlivost byla u V. metatarzu a středonoží. Navíc jsme zjistili nízkou spolehlivost u jednoho z parametrů v oblastech I., III. metatarzu a v oblasti prstů. Nicméně průměrná hodnota korelačního koeficientu (r) u tlakových plošin je 0,70.

Druhá výzkumná otázka, která se týká reliability mezi měřeními u silových a tlakových plošin, je zodpovězena. Korelační koeficient (r) silových plošin dosahuje hodnot 0,77 a tlakových plošin 0,70.

Fortin, Nadeau a Labelle (2007) zjistili, že spolehlivost v rámci jednoho dne je evidentně vyšší než při porovnávání měření provedených v odlišné dny pro všechny aspekty a rysy stylu chůze. V naší studii jsme však zjistili, že spolehlivost je nepatrně vyšší v měřeních s týdenním odstupem. Dále autoři poukazovali na to, že rychlost chůze hraje významnou roli v některých aspektech. Musíme však brát v úvahu, že hmotnost je důležitým parametrem, a proto by se neměla porovnávat testování v delším (>3 měsíce) časovém intervalu. Naše studie porovnává měření v rozmezí jednoho týdne. Abychom dosáhli platných výsledků, měli by se porovnávat jedinci podobné výšky a hmotnosti.

Monaghan, Delahunt a Caulfield (2006) se zabývali tím jaký je optimální počet pokusů pro kvalitní hodnocení spolehlivosti. Jejich zjištění vykazují zlepšenou spolehlivost u všech měřených parametrů ve srovnání s předchozími studiemi. Výsledky prokázaly, že pro silové a časové parametry měření stačí pouze dva pokusy chůze, které představují průměr. Nicméně autoři zastávají názor, že rozsah deseti pokusů bude optimální pro budoucí analýzu při měření kinetických a kinematických parametrů. Pro náš výzkum jsme si zvolili hranici čtyř pokusů chůze u každého jedince. Další týden jsme provedli opětovná měření se čtyřmi pokusy. Výsledky ukázaly, že pro většinu parametrů jsou 4 pokusy dostatečné, přesto pro některé parametry je reliabilita nedostatečná.

Shimada, Kobayashi, Wada, Sasaki, Kawahara, Uchida, Yayama a Baba (2006) zjišťovali, jaký vliv má kompenzace rychlostí na opakovatelnost a variabilitu parametrů chůze u zdravých jedinců. Jejich výsledky naznačují, že nízká reliabilita parametrů byla způsobena měřením v různých dnech. Vysoká opakovatelnost a přijatelnější variabilita byla získána, když se data kompenzovala rychlostí. V naší studii jsme nepoužívali žádné korekce rychlostí. Bylo by zajímavé zjistit, jakým způsobem by byly hodnoty reliability ovlivněny touto korekcí.

7 ZÁVĚRY

V rámci této diplomové práce jsme zjistili hodnoty reliability u silových a tlakových plošin. Spolehlivost vybraných parametrů je různorodá. V této kapitole si tedy shrneme, pro které parametry je reliabilita dostatečná a pro které ne.

Spolehlivost parametrů v rámci jednoho měření:

Silové plošiny:

- reliabilita silových parametrů je na dobré úrovni (r) = 0,92,
- reliabilita impulsu síly je dostatečná (r) = 0,78,
- reliabilita časových parametrů je nedostatečná (r) = 0,64.

Tlakové plošiny:

- reliabilita parametru %Contact je nedostatečná (r) = 0,65,
- reliabilita parametru Impuls je nedostatečná (r) = 0,52,
- reliabilita parametru Max P je nedostatečná (r) = 0,50,
- reliabilita parametru t_{max} P je nedostatečná (r) = 0,49.

Spolehlivost parametrů mezi měřeními:

Silové plošiny:

- reliabilita silových parametrů je na dobré úrovni (r) = 0,91,
- reliabilita impulsu je dostatečná (r) = 0,78,
- reliabilita časových parametrů je nedostatečná (r) = 0,66.

Tlakové plošiny:

- reliabilita parametru %Contact je dostatečná (r) = 0,75,
- reliabilita parametru Impuls je dostatečná (r) = 0,74,
- reliabilita parametru Max P je dostatečná (r) = 0,73,
- reliabilita parametru t_{max} P je nedostatečná (r) = 0,56.

Závěrem je nutné zdůraznit, že variabilita silových plošin v rámci jednoho měření je nižší než variabilita mezi měřeními. Variabilita tlakových plošin je srovnatelná u obou metod měření. Domníváme se, že otázky kladené v této práci byly

zodpovězeny a že získané poznatky poslouží jako podkladový materiál pro další výzkumy v dané oblasti.

8 SOUHRN

Předmětem této diplomové práce bylo stanovit reliabilitu měření zatížení dolních končetin na silových a tlakových plošinách. Teoretická část práce se zabývá problematikou metod měření pomocí dynamografie a plantární pedobarografie. Výzkumná část je zaměřena na spolehlivost parametrů odvozených z hodnot reakční síly podložky a parametrů odvozených z rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou. Výsledky vyplývají z poznatků získaných v rámci jednoho měření a opakovaného měření v rozmezí jednoho týdne.

Pro měření jsme využili silové plošiny Kistler (Kistler Instrumente, Winterthur, Švýcarsko) a tlakové plošiny Footscan (RSScan International, Olen, Belgie). Výzkumný soubor tvořilo 10 studentů Fakulty tělesné kultury. Univerzity Palackého v Olomouci o následujících charakteristikách: věk 23,6 ± 2,9 let, tělesná výška 182,7 ± 4,4 cm, hmotnost 78,0 ± 7,7 kg. Každá osoba absolvovala 4 pokusy chůze přirozenou rychlostí na silových i tlakových plošinách. Měření bylo zopakováno přibližně po jednom týdnu. Pro posouzení reliability měřených parametrů v rámci jednoho měření byl vypočítán koeficient vnitrotřídní korelace (MATLAB R2010b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). Reliabilita parametrů mezi různými měřeními byla vypočítána z průměrných hodnot v každém měření pomocí Pearsonova korelačního koeficientu (Statistica, verze 12.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). Tabulky a grafy byly zpracovány v programu Microsoft Office Excel 2007.

V rámci jednoho měření jsme stanovili reliabilitu odvozených parametrů silových plošin ICC (1,1) = 0,76 a ICC (3,1) = 0,77. Můžeme tedy tvrdit, že spolehlivost je na přijatelné úrovni. Při měření na tlakových plošinách jsou průměrné hodnoty vnitrotřídní korelace ICC (1,1) a ICC (1,3) = 0,54. Můžeme tedy tvrdit, že spolehlivost tlakových plošin v rámci jednoho měření je nedostatečná.

Při určování reliability mezi měřeními jsme použili Pearsonův korelační koeficient. U silových plošin jsme vypočítaly průměrnou hodnotu korelačního koeficientu r = 0,77. Tlakové plošiny mají průměrnou hodnotu r = 0,70. Spolehlivost silových a tlakových plošin je tedy dostatečná.

9 SUMMARY

The aim of this graduation paper was to determine the measuring reliability of lower limbs pressure platforms. The theoretic part focuses on issues connected to the actual measuring process through dynamography and pedobarography. On the other hand, in the research section is discussed the reliability of the platform' s reactions and also the reliability derived from the distribution of pressure applied by a limb on each platform. All measurements were taken during within one week.

The values were measures by force platforms, especially Kistler (Kistler Instrumente, Winterthur, Switzerland) and through pressure platforms Footscan (RSScan International, Olen, Belgium). The research applicants were ten students of the Palackeho University faculty of the Physical Education. Those students had following characteristics: age 23,6 ± 2,9 years, high 182,7 ± 4,4 cm, weight 78,0 ± 7,7 kg. Every single applicant was asked to do four trials on pressure platforms and four trials on force platforms while walking naturally. The exactly same examination was done one more times about a week later. For determination of the parameters reliability, within one testing, was calculated the interclass correlation (MATLAB R2010b, MathWorks, Inc., Natick, MA, USA). The actual reliability among different measurings was calculated by using the mean value of each measuring and Pearson's coefficient of correlation (Statistics, verze 12.0, StatSoft, Inc., Tulsa, OK, USA). The charts and graphs used in this research paper were made by using *Microsoft Office Excel 2007.*

Within a one measuring we were able to state the reliability of the derived parameters for the force platforms ICC (1,1) = 0,76 and ICC (3,1) = 0,77. Therefore, we can argue that the reliability is acceptable. The mean values of the interclass correlation for the pressure platforms are ICC (1,1) a ICC (1,3) = 0,54. Unfortunately, in this case we have to argue that the reliability is not acceptable.

For the determination of the reliability among measurements we used Pearson's coefficient of correlation. For the force platforms the value of the correlation coefficient remains to be r=0,77. The mean value of the pressure platforms is 0,70. The reliability of both platforms is therefore sufficient.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

Barela, A. M. F., de Freitas, P. B., Celestino, M. L., Camargo, M. R., Barela, J. A. (2014). Ground reaction forces during level ground walking with body weight unloading. *Braz J Phys Ther*, *18*(6), 572–579.

Castro, M. P., Meucci, M., Soares, D. P., Fonseca, P., Borgonovo-Santos, M., Sousa, F., Machado, L., & Vilas-Boas, J. P. (2014). Accuracy and repeatability of the gait analysis by the WalkinSense systém. *Applied Ergonomics, 49,* 41–46.

Cavanagh, P. R., Ulbrecht, J. S., & Caputo, G. M. (2000). New developments in the biomechanics of the diabetic foot. *Diabetes/Metabolism Research and Reviews, 16,* 6–10.

Cavanagh, P. R., & Ulbrecht, J. S. (1994). Clinical plantar pressure measurement in diabetes: rationale and methodology. *Foot, 4,* 123–135.

Chang, W. R., Chang, C. C. & Matz, S. (2011). The effect of transverse shear force on the required coefficient of friction for level walking. *Human Factors, 53*(11), 461–473.

Cornwall, M. W., & McPoil, T. G. (1997). Effect of foot orthotics on the initiation of plantar surface loading. *The Foot, 7,* 148–152.

Deschamps, K., Birch, I., Mc Innes, J., Desloovere, K., & Matricali, G. A., (2009). Inter– and intra–observer reliability of masking in plantar pressure measurement analysis. *Gait & Posture, 30*(3), 379–382.

Fortin, C., Nadeau, S., & Labelle, H. (2007). Inter–trial and test–retest reliability of kinematic and kinetic gait parameters among subjects with adolescent idiopathic scoliosis. *Eur Spine J, 17*(9), 204–216.

Gurney, J. K., Kersting, U. G., & Rosenbaum, D. (2008). Between–day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait & Posture, 27,* 706–709.

Havel, Z., & Hnízdil, J. (2008). *Cvičení z antropomotoriky*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně.

Hendl, J. (2012). *Přehled statistických metod zpracování dat* (4. vyd.). Praha: Portál.

Henriksen, M., Lund, H., Moe-Nilssen, R., Bliddal, H., & Danneskiod–Samsøe, B. (2004). Test–retest reliability of trunk accelerometric gait analysis. *Gait & Posture, 19*(3), 288–297.

Hodge, M. C., Bach, T. M., & Carter, G. M. (1999). Orthotic management of plantar pressure and pain in rheumatoid arthritis. *Clinical Biomechanics., 14*(8), 567–575.

Ionan, A. C., Polley, M. C., McShane, L. M., & Dobbin, K. K. (2014). Comparison of confidence interval methods for an intra–class correlation coefficient (ICC). *BMC Medical Research Methodology, 14*(1), 121–143.

Janura, M., Vařeka. I, Lehnert., M., & Svoboda, Z. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu.* Olomouc: Univerzita Palackého.

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cohran, G. V. B. (1989). Repeatibility of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Reasearch, 7*, 849–860.

Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice.* Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.

Knapik, J. J., Reynolds, K., Staab, J., Vogel, J., & Jones, B. (1992). Injuries associated with strenuous road marching. *Mil. Med., 157*(2), 64–67.

McGinley, J. L., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. E. (2009). The reliability of three–dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture, 29*(3), 360-369.

Monaghan, K., Delahunt, E., & Caulfield, B. (2006). Increasing the number of gait trial recordings maximises intra–rater reliability of the CODA motion analysis systém. *Gait & Posture, 25*(2), 303–315.

Nardone, A., & Schieppati, M. (2010). The role of instrumental assessment of balance in clinical decision making. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine, 46*(2), 221–237.

Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture, 7*(1), 77–95.

Piscoya, J. L., Fermor, B., Kraus, V. B., Stabler, T. V., & Guilak, F. (2005). The influence of mechanical compression on the induction of osteoarthritis–related biomarkers in articular cartilage explants. *Osteoarthritis and Cartilage., 13*(12), 1092–1099.

Portney, L. G., & Watkins, M. P. (2009). *Foundations of clinical research: applications to practice* (3rd. ed.). New Jersey: P. P. Hall.

Psalman, V., Balint, G., Duvac, I., Zhanel, J., & Zvonar, M., (2014). Pattern of gait analysis in women–case study. *Scientific Journal of Education, Sports, and Health, 15,* 244–253.

Razak, A. H. A., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: a review. *Senzors, 12*, 9884–9912.

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

Robertson, D. G. E. (2004). *Research methods in biomechanics.* Champaign: Human Kinetics.

Sarabon, Nejc.,(2011). Development of software for comprehensive analyses of force plate measurements: technical note. *Kinesiology, 43*(2), 204-212.

Shimada, S., Kobayashi, S., Wada, M., Sasaki, S., Kawahara, H., Uchida, K., Yayama, T., & Baba, H. (2006). Effect of compensation procedures for velocity on repeatability and variability of gait parameters in normal subjects. *Clinical Rehabilition, 20*(6), 239–245.

Sinclair, J., Hobbs, S. H., Taylor, P. J., Currigan, G., & Greenhalgh A. (2014). The influence of different force and pressure measuring transducers on lower extremity kinematics measured during running. *Journal of Applied Biomechanics, 30,* 166–172.

Stebbins, J. A., Harrington, M. E., Giacomozzi, C., Thompson, N., Zavatsky, A., & Thologis, T. H. (2005). Assessment of sub–division of plantar pressure measurement inchildren. *Gait & Posture, 22*(4), 372–376.

Svoboda, Z. (2008). *Biomechanická analýza chůze s různými typy protetických chodidel u osob s transtibiální amputací.* Disertační práce, Univerzita Palackého, Fakulta Tělesné kultury, Olomouc.

Whittle, M. W. (1996). *Gait analysis, an introduction.* Oxford: Butterworth-Heinemann.

Yadav, M. K., & Agarwal, G. G. (2013). On estimation of standard error of intra-Class correlation coefficient in unbalanced nested designs. *Communications in Statistics–Theory and Methods, 42,* 88–97.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4rd ed.). Hoboken: John Wiley & Sons, Inc.

Wong, W. Y., Wong, M. S., & Lo, K. H. (2007). Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: A review. *Prosthetics and Orthotics International, 31*(1), 62–75.