



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA



Centrum Léčby Pohybového Aparátu

DIGITÁLNÍ BAROPODOMETRIE - hodnocení objektivity statického testu

DIGITAL BAROPODOMETRY - static test objectivity evaluation

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Autor:

Michal Jáně

Vedoucí práce:

Mgr. Pavel Fuksa

Praha 2008

Autor práce: Michal Jáně

Studijní program: Fyzioterapie

Bakalářský studijní obor: Specializace ve zdravotnictví

Vedoucí práce: Mgr. Pavel Fuksa

Pracoviště vedoucího práce: Centrum léčby pohybového aparátu

Datum a rok obhajoby: 11.6.2008

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci zpracoval samostatně a použil jen uvedené prameny a literaturu. Současně dávám svolení k tomu, aby tato bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

V Praze dne 29.5.2008

.....

Michal Jáně

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval Mgr. Pavlu Fuksovi za vedení práce a připomínky. Dále Mgr. Františkovi Vaňousovi za rady a pomoc. Dále všem pěti testovaným probandům za jejich ochotu a čas.

OBSAH

1. ÚVOD.....	6
2. TEORETICKÁ ČÁST.....	7
2.1. VÝVOJ DIGITÁLNÍ BAROPODOMETRIE.....	7
2.2. CHARAKTERISTIKA DIGITÁLNÍ BAROPODOMETRIE.....	7
2.2.1. Physical Gait System (PGS).....	7
2.2.1.1. Bioposturální test.....	9
2.2.2. Další podobně pracující diagnostické systémy.....	10
2.2.2.1. Footscan.....	10
2.2.2.2. Kistlerova deska.....	11
2.3. VYUŽITÍ DIGITÁLNÍ BAROPODOMETRIE	11
2.4. STATICKÝ TEST.....	12
2.5. FYZIOLOGICKÁ PLOSKA NOHY.....	14
3. PRAKTICKÁ ČÁST.....	16
3.1. CÍL PRÁCE.....	16
3.2. SOUBOR PROBANDŮ.....	16
3.3. POSTUP PRÁCE.....	16
3.3.1. Vyšetření na baropodometru - statický test.....	16
3.3.2. Srovnání změrených hodnot.....	18
4. VÝSLEDKY.....	20
5. DISKUSE.....	21
6. ZÁVĚR.....	23
7. SOUHRN.....	24
8. SUMMARY.....	24
9. PŘEHLED POUŽITÉ LITERATURY A DALŠÍCH ZDROJŮ.....	25
10. PŘÍLOHY.....	26

1. ÚVOD

Digitální baropodometrie stále více proniká jak do ortopedicko - protetické praxe tak mezi medicínské diagnostické postupy. Ve fyzioterapii není její využití zatím tak obvyklé, i když má v tomto oboru velkou škálu uplatnění. Zejména u ortopedických pacientů a sportovců.

Digitální baropodometrie má více použitelných možností vyšetření. Do své práce jsem vybral *statický test* a hodnocení jeho objektivity. Cílem proto bylo seznámení mne a posléze čtenářů práce s touto problematikou.

V teoretické části se zabývám představením digitální baropodometrie, jejím využitím a vysvětlením výstupních hodnot. Praktická část obsahuje cíle práce, ozřejmení postupu při experimentu, shrnutí výsledků v tabulkách a na závěr jejich diskusi.

2. TEORETICKÁ ČÁST

2.1. VÝVOJ DIGITÁLNÍ BAROPODOMETRIE

Termín baropodometr byl vynalezen v roce 1986 italem Pierem Galassem, vedoucím výzkumného centra společnosti Diagnostic Support v Římě a také členem Oddělení věd pohybového aparátu na Univerzitě La Sapienza v Římě, jako zařízení pro měření tlaku chodidel.

Baropodometr byl v posledních dvaceti letech neustále využívan ve výzkumném centru a nyní je to unikátní metoda určená především pro klinickou diagnostiku.

Poprvé byl představen v roce 1996 jako Electronic Baropodometer – patentované zařízení složené z více částí s možností propojení více různých modulů dohromady a jako první zařízení na světě umožňující hodnocení přirozené chůze. Při vyšetření byl detekován každý cm^2 kontaktní plochy chodidla.

V roce 2006 byla uvedena zdokonalená verze této technologie založená na snímací ploše s vysokým rozlišením (2). Měření pomocí metody digitální baropodometrie je přesné, rychlé, opakovatelné a poskytuje ortostatické a funkční hodnocení pacienta (statické, dynamické a stabilometrie). Testování může být prováděno jak naboso tak v obuvi.

2.2. CHARAKTERISTIKA DIGITÁLNÍ BAROPODOMETRIE

2.2.1. Physical Gait System (PGS)

Je moderní, neinvazivní a počítačem řízený diagnostický systém. Jeho část – statický test - poskytuje vizualizaci a analýzu tlakových poměrů na plosce nohy, zejména v oblastech přetížení nebo patologických změn.

PGS jako celek umožňuje prostřednictvím tří samostatných modulů snímání a analýzu tlakových poměrů na plosce nohy statickou a dynamickou metodou. A také vyšetření a hodnocení stability a studium morfologie těla a chůze. Ve svém komplexu všechny tři moduly tvoří tzv. bioposturální test (BPT), který umožňuje komplexní posouzení stavu pacienta např. z hlediska jeho stability v gravitačním poli, eventuálně stupně závrativých stavů (symptom vertiga), držení těla, délky končetin atd (3).

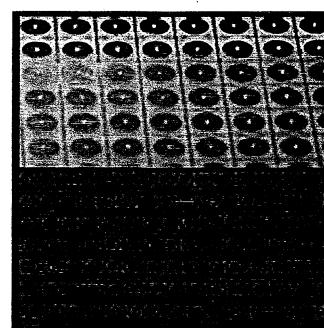
Je jako jediný doveden až do výrobní fáze, během níž je na numericky řízené frézce vyfrézována kvalitní individuální ortopedická vložka. Testy jsou prováděny na dlouhé nášlapné plošině (3200 mm) se snímací plochou, která umožňuje provést minimálně jeden celý krok. Eliminuje se tak stres vznikající při soustředění na krátkou nášlapnou plošinu, který způsobuje drobení nebo naopak prodlužování kroku a tím pádem nestandardní nášlap.

Základem systému je snímací plošina, počítač a software, který dokáže přesně zpracovat údaje snímané z plošiny.

Snímací plošina je 1200 mm dlouhá a 400 mm široká, osazená 4800 tlakovými, platinou pokrytými, sensory. Pracuje na frekvenci 120 Hz. Při variantě produktu SensorOne je na každý cm^2 jeden sensor a ve variantě MultiSensor na každý cm^2 čtyři sensory.



Obr. 2-1 Povrch snímací plošiny.



Obr. 2-2 Detail sensorů.

Na povrchu snímací plochy je natažen materiál – Synthetic skin. Speciální materiál pro zvýšení míry sensitivity během tlakové analýzy na povrchu a také okolo nohy.

Minimální požadavky na hardware počítače jsou Intel Pentium IV / Win XP Pro, 512Mb RAM a Harddisk 80 Gb.

Při vyšetření se do počítače zadají základní údaje pacienta – iniciály, pohlaví, věk, výška, váha a velikost bot, které jsou potřebné pro přesnější zpracování měřených údajů.

2.2.1.1 Bioposturální test (BPT)

Bioposturální test je tvořen:

Baropodometrickým (statickým) testem, při němž je hodnoceno zatížení nohou, respektive je získána tlaková mapa plosek nohou včetně numerického zobrazení zátěže v jednotlivých bodech.

Dynamickým testem, při kterém je chůze hodnocena pomocí zachycení progrese různých tlakových momentů během chůze/kroku. Je zachyceno tlakové rozložení a centrální bod tlaku každé nohy v každém momentu došlapu a odvalu chodidla. Dále je hodnocena rychlosť, počet kroků za minutu, délka kroku, povrch a zátěž.

Tento test je samostatně využitelný pro výrobu ortopedických vložek na numericky řízené frézce. Ten vytvoří vložku s rovnoměrným rozložením tlaků, která je variabilně korigovatelná jak vkládáním přednastavených ortopedicko-protetických prvků, tak manuálním modelováním oblastí na plosce, které je možné výškově upravit (odlehčení přetížených míst a prominujících kůstek nohy, podpora propadlé podélné a příčné klenby, supinační a pronační úprava, kompenzace nestejné délky dolních končetin do 1,5cm atd.). Frézování vložky, na rozdíl od odlévání, umožňuje vrstvit materiály podle požadovaných tuhostí, což dále zvyšuje léčebně - korekční efekt a komfort pacienta (3).

Stabilometrickým testem, během něhož se získávají údaje o pohybu těžiště s otevřenýma a zavřenýma očima (zaznamenává se délka dráhy pohybu těžiště, plocha zaujímaná trajektorií těžiště a průměrný směr vektoru balance).

Morfologickým testem tzv. Body analysis kapture. Analýza postavení těla pomocí 2 – 4 infračervených kamer, které snímají reflexní markery umístěné na těle a to jak při klidném stoji tak při předvedeném rozsahu pohybů (ROM). Vyhodnocení čtyř obrazů (anterior, posterior, lateral, kontralateral) poskytne základní koordináty těla a výsledné hodnoty analyzuje v tabulkové podobě.

Zařízením Podoscanner, počítačový podoskop, který umožňuje posouzení morfologie chodidla a vyhodnocení stupně plochonoží.

2.2.2. Další podobně fungující diagnostické systémy (4, 6)

2.2.2.1. Footscan

Program Footscan® byl uveden společností RSscan na trh v roce 1998 jako první vědecký software určený pro podologii, fyzioterapii, ortopedii a neurologii.

Jako první byl ve stejném roce prezentován Footscan® insole system – pružné vložky do bot s přibližně 350ti sensory a skenovací frekvencí 500ti Hz pro každé chodidlo. Tyto vložky byly spojeny s rozhraním, které zapisovalo data na přenosnou paměťovou kartu typu SRAM.

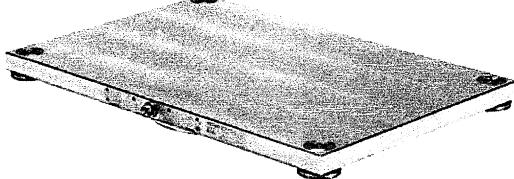
V roce 2002 Footscan® USB system – tlaková měřící deska spojená s počítačem jednoduše pomocí USB portu. Její rozměry jsou 50 x 40 cm se zabudovanými 4096 sensory, pracující na frekvenci 125 Hz.

Systém Footscan® je vyvinut pro statické i dynamické měření tlaků na plosce nohy v klinických i vědeckých podmínkách.

2.2.2.2. Kistlerova deska

Přenosná deska s aluminiovým povrchem pro měření reakčních sil, momentů a centra tlaků (center of pressure COP) neboli těžiště. Jako sensory zde jsou tři piezoelektrické krystaly, které mají společně se speciálně vyvinutým softwarem BioWare®, velmi malou odchylku. Deska je přenosná s rozměry 60 x 40 x 3,5 cm a váhou 18 kg. K počítači je připojitelná pomocí externího rozhraní a USB kabelu. Kistlerova deska je specificky určena pro analýzu chůze a rovnováhy ale nedá se použít k baropodometrii (nezobrazí tlakové poměry na plosce nohy).

Obr. 2-3 Kistlerova deska.



2.3. VYUŽITÍ DIGITÁLNÍ BAROPODOMETRIE

Vyšetření pomocí digitální baropodometrie má širokou škálu použití jak ve fyzioterapii tak i v dalších medicínských oborech jako neurologie, ortopedie, pediatrie a protetika. Vyšetření je pro pacienta pohodlné a neinvazivní.

Ve fyzioterapii není použití limitováno pouze vyšetřením otisku chodidla a rozložení tlaků, ale s použitím dalších modulů lze vyšetřit těžiště, chůzi, stabilitu stojec a také analyzovat postavení těla (viz. kapitola Bioposturální test).

V protetice je využit především dynamický test pro výrobu ortopedických vložek.

Další využití spočívá v hodnocení nebo ověření úspěšnosti terapie a to, jak ve fyzioterapii, tak v protetice nebo po operačních výkonech.

2.4. STATICKÝ TEST

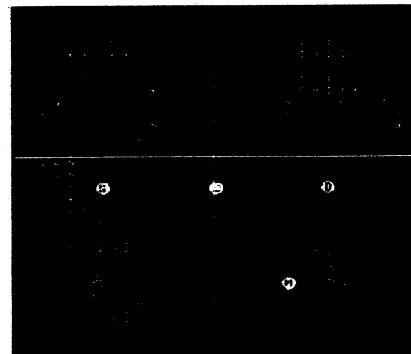
Baropodometrie získává statický obraz výpočtu průměru mikrooskulací těla v klidném, uvolněném stoji během posledních 5 vteřin. Po provedení testu je možné zobrazit výsledky a porovnat s hodnotami normality. Výsledek je možno považovat za validní pouze za předpokladu, že bylo zkontrolováno správné držení těla a pozice pacienta na senzorické plošině (stoj ve středu plošiny, opora o patní zarázku).

Statická opora obou nohou ukazuje vyvinutý tlak plosek pacienta v deseti úrovních, pro zvýraznění různé intenzity zatížení v procentech, kdy výchozí hodnota je maximální zatížení **M** (g/cm^2). Procentuální zatížení vyjádřené v bodech je kvantifikováno v barevné škále (Obr. 2-4).

Obr. 2-4

Colour	P.Max %
Red	100-91
Orange	90-81
Pale green	80-71
Dark green	70-61
Dark blue	60-51
Pale blue	50-41
Azure	40-31
Beige	30-21
Pale brown	20-11
Dark brown	10-0

Obr. 2-5 Ukázka baropodometrie.



V základním zobrazení je tedy vidět tlakové rozložení v barevných bodech, bod maximálního tlaku (M), středy tlaků každé nohy (L, R) a nakonec těžiště těla (C). Všechny tyto body, L-C-R, by měly být v horizontále a stejně od sebe vzdálené. Horizontála prochází přibližně v úrovni členění metatarzů nebo Chopartovy linie. Těžiště těla může být posunuto vpřed nebo vzad podle způsobu stojec subjektu.

Opora plosek musí být uniformní, to znamená, že celkové plochy opory, ale i plochy přednoží a patní části jsou shodné. Minimální hodnoty tlaku jsou oblasti prstů, pokud nedochází ke kontrakci flexorů prstů. Plně opřené přednoží od I. po V. metatars nesmí zobrazovat vysoké hodnoty tlaků. Střední část musí mít plochu opory přibližně mezi 1/3 a 2/3 plochy přednoží a nižší tlak než přednoží a patní část nohy, rozloženou převážně na vnější straně. Bod maximálního tlaku M by měl být umístěn centrálně v patní části. Na přednoží a ve střední části to může signalizovat některé patologie.

Kromě základního zobrazení lze výsledky zobrazit ještě v provedení isobarickém, číselném (kdy jsou jednotlivé body nahrazeny přesnými číselnými hodnotami), Hi-Res (kdy je vytvořen imaginární otisk nohy do měkkého povrchu) a 3D (kdy je vidět plastické Hi-Res zobrazení, lze ho otáčet ve všech rovinách nebo invertovat). Všechny tyto zobrazení lze pomocí funkce *zoom* přiblížit či oddálit.

V tabulce jsou zobrazené vypočtené hodnoty. Váha pacienta (ta je zadána z vyšetření), maximální tlak, průměrný tlak. Dále u přednoží, patní části a chodidla jako celku - povrch a procentuální zátěž a to vždy u pravé a levé nohy.

Ve funkci *center* je možné zobrazit podrobnější informace o rozložení tlaků a těžišti.

V části rozložení tlaků a povrchů jsou tyto hodnoty znázorněny pomocí rozložení každého otisku chodidla na laterální a mediální část a dále na tři části – oblast prstů a MCP (metacarpophalangeálního) skloubení, oblast středu chodidla a oblast patní. Každá oblast je podle míry tlaku barevně znázorněna a v tabulce jsou uvedeny hodnoty.

V části těžiště je zobrazena celková stojná plocha, těžiště levé a pravé nohy, těžiště těla, střed plochy opory a osy chodidel. V tabulce jsou uvedené modality vyjádřeny konkrétními hodnotami jako např: osy chodidel, pozice a vzdálenosti těžišť pravé, levé nohy a výsledného těžiště , délka chodidla a celkový povrch opory.

2.5. FYZIOLOGICKÁ PLOSKA NOHY (1, 8, 9)

Protože je statický test systému digitální baropodometrie určen pro analýzu tlakových poměrů na plosce nohy tak jsem zařadil i kapitolu o plosce nohy a noze z anatomického a kineziologického hlediska.

Noha je uzpůsobena k uchopování terénu, ale tím že její funkce je především stabilní stoj a lokomoce, stala se spíše rigidním a podpůrným orgánem. Její kostní struktura je podobná jako u ruky, skládá se z 26 kostí – 7 tarzálních kostí, 5 metatarzů a 14 phalangeálních kostí.

Pro zajištění stability tělesa jsou potřeba tři body. Stejně je tomu i u lidské nohy. Těmito opěrnými body jsou: 1 - hrbel patní kosti (tuber calcanei), 2 - hlavička prvního metatarzu a 3 - hlavička pátého metatarzu. Mezi těmito opěrnými body je vytvořen systém kleneb, které chrání měkké tkáně plosky nohy a umožňují pružný nášlap.

Příčná klenba nohy je mezi hlavičkou prvního až pátého metatarzu. Je udržována převážně napříč probíhajícím systémem vazů na plantární straně nohy.

Podélná klenba nohy je výrazně vytvořena na vnitřním okraji nohy, na zevním okraji je podstatně nižší. Vnitřní palcový podélný paprsek podélné klenby tvoří talus, os naviculare, ossa cuneiformia, I. - III. metatarsus a články 1. - 3. prstu. Zevní malíkový podélný paprsek vytváří calcaneus, os cuboideum, IV. - V. metatars a články 4. - 5. prstu. Podélnou klenbu udržují vazý a svaly orientované v plosce nohy podélně a šikmo. Za významný sval udržující podélnou nožní klenbu je pokládán musculus tibialis anterior, který svým úponem táhne vnitřní okraj nohy nahoru.

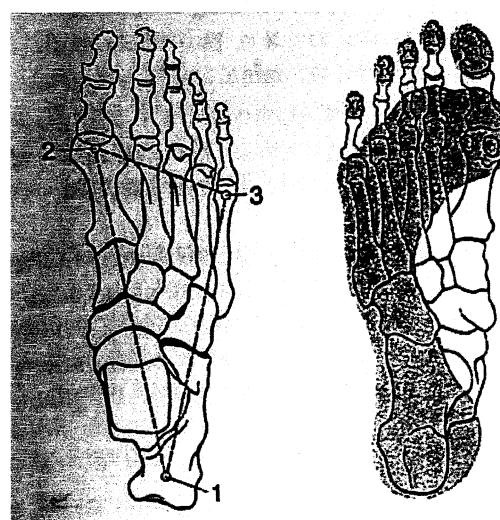
Pro udržení obou nožních kleneb mají sice rozhodující význam svaly, ale uspořádání kostí a jejich zajištění vazý je důležitým předpokladem pro zachování klenby. Pouze svaly k udržení nestačí.

Elektromyografické studie ukazují, že při normálním zatížení (stoj, chůze) nejsou svaly, považované za zcela klíčové pro udržování klenby, vůbec

aktivovány, a teprve při zatížení, které se při běžné chůzi vůbec nevyskytuje, dochází k jejich kontrakci.

Výsledky stabilometrických měření ukazují, že 60 % hmotnosti těla směruje do zadní části nohy a 40 % do přední části nohy.

Obr. 2-6 Ukázka tří opěrných bodů a plantogramu (8).



3. PRAKTICKÁ ČÁST

3.1. CÍL PRÁCE

Cílem práce bylo zjistit možnou odchylku měření diagnostického zařízení pro digitální baropodometrii - Physical Gait System (varianta SensorOne) společnosti DIAGNOSTIC SUPPORT s.r.l. a její velikost. Zejména při vyšetření statického testu.

3.2. SOUBOR PROBANDŮ

V dubnu 2008 byl v deseti dnech proveden soubor testů pěti pracovníků Centra Léčby Pohybového Aparátu (C.L.P.A.). Testované byly čtyři ženy a jeden muž, průměrného věku 26 let a bez závažných zdravotních potíží.

3.3. POSTUP PRÁCE

Každý proband byl testován jednou denně, přibližně ve stejnou hodinu po dobu deseti dnů. Tím pádem při počtu pěti probandů získáme dohromady padesát výsledků testů. Z výsledků testování jsem vybral hodnoty, které co nejméně podléhají vnějším vlivům a momentálnímu stavu testované osoby, a výstupem jsou dobré porovnatelné číselné hodnoty.

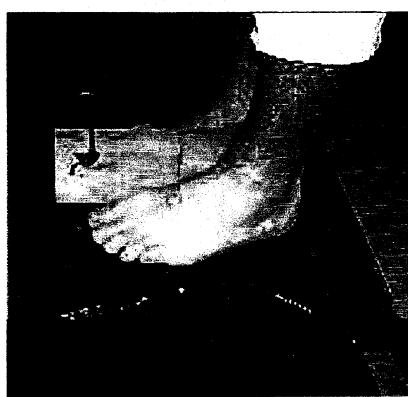
3.3.1. Vyšetření na baropodometru - statický test

Každá osoba vstoupila bosa na testovací plochu. Paty testované osoby byly vzadu přitisknuty k ploše z průhledného plastu (součást vybavení přístroje). Pro

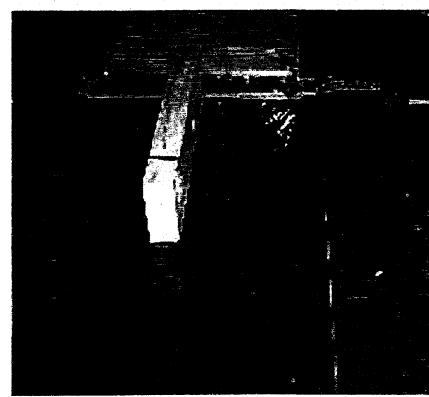
dodržení stejné vzdálenosti chodidel od sebe, byly mezi ně vkládány dva dřevěné hranolky za sebou (rozměry š x v x h – cca 4 x 6 x 12), které byly vždy těsně před měřením odstraněny.

Pokyny před měřením byly následující: Stůj volně! Uvolni paže! Fixuj pohled na bod na stěně! (na stěně byl přibližně ve výšce očí přilepen barevný čtverec o velikosti 5 x 5 cm). Statický test trval přibližně pět sekund.

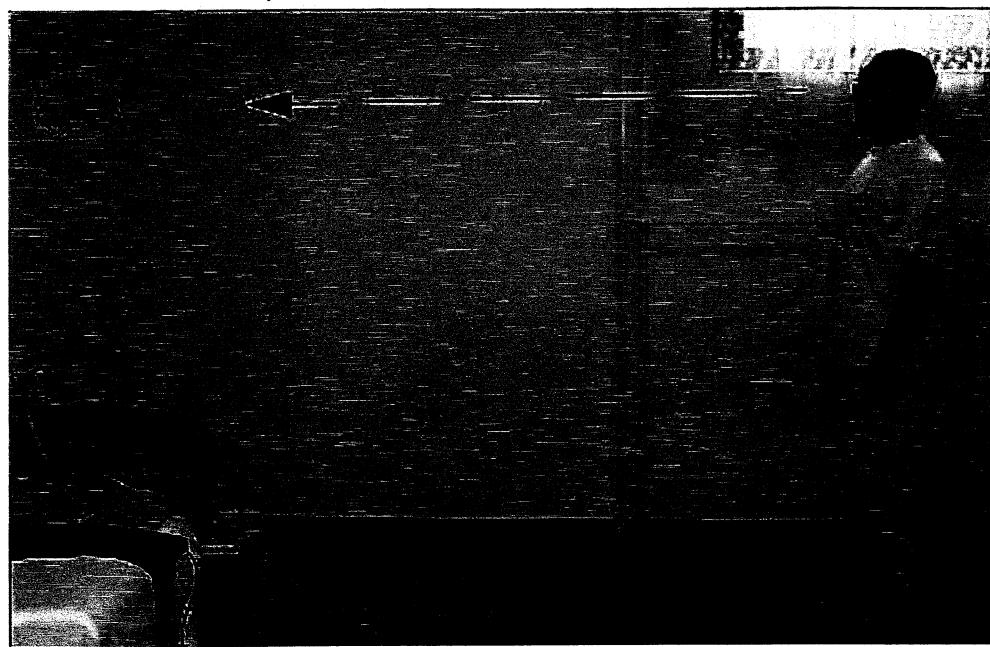
Obr. 3-1 Ukázka stojí před měřením.



Obr. 3-2 Snímací plošina.



Obr. 3-3 Fixace pohledu.



3.3.2. Srovnání změřených hodnot (7)

Vybrané hodnoty jsou: **maximal pressure** - maximální tlak měřený v jednom bodě - M - místo největšího tlaku (jedním sensorem), **average pressure** - průměrný tlak ze všech chodidly zatížených sensorů, **surface left** - povrch levého chodidla, **surface right** - povrch pravého chodidla, **load left** - procentuelní zátěž levého chodidla, **load right** - procentuelní zátěž pravého chodidla (přičemž celková zátěž obou nohou je vždy 100%) a **foot surface** - povrch opory. Tyto hodnoty jsou uvedeny v tabulkách v příloze.

U každého probanda byl vypočítán aritmetický průměr, medián, průměrná a směrodatná odchylka naměřených hodnot. Z průměrné odchylky byl vypočítán aritmetický průměr který ukazuje konečnou průměrnou odchylku u konkrétní vybrané hodnoty. Dále jsem vypočítal aritmetický průměr všech průměrných hodnot abych nakonec mohl vyjádřit odchylku v procentech. Na veškeré výpočty byl použit program MS Excel.

Aritmetický průměr je charakterizován jako součet hodnot znaku všech statistických jednotek daného souboru, dělený jejich počtem.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i;$$

Aritmetický průměr však nemusí být ideální srovnávací metodou, protože je ovlivněn všemi hodnotami znaku ve statistickém souboru, což může být někdy zkresující. Z tohoto důvodu je v mnoha případech vhodnější používat pro podobná srovnání jiné statistické metody, jako je například medián.

Medián je prostřední hodnota statistického znaku, která dělí statistický soubor na dvě stejně početné skupiny. Velikost mediánu je závislá na pořadí hodnot zkoumaného statistického znaku v uspořádaném souboru. To znamená, že statistický soubor je třeba nejprve rozdělit podle velikosti hodnot znaku.

Průměrná odchylka je charakterizována jako aritmetický průměr absolutních odchylek jednotlivých hodnot sledovaného znaku od určité zvolené hodnoty.

Tabulka 1 – výpočet průměrných odchylek

CELKOVÉ SROVNÁNÍ ZMĚŘENÝCH HODNOT - PHYSICAL GAIT SYSTÉM - statický test							
	PRŮMĚRNÁ ODCHYLUKA						
	max. pressure g/cm ²	average press. g/cm ²	surface left cm ²	surface right cm ²	load left %	load right %	foot surface cm ²
PROBAND 1	51,8	21,44	4,76	4,56	1,76	1,76	4,4
PROBAND 2	51,16	11,92	4,52	4,2	2,64	2,64	11,74
PROBAND 3	46,76	11	4,6	4,32	1,2	1,2	10,7
PROBAND 4	43,68	10,64	4,84	4,84	2,2	2,2	3,84
PROBAND 5	53,9	17,2	6,6	5,52	1,3	1,3	6,88
průměr	49,46	14,44	5,064	4,688	1,82	1,82	7,512

Tabulka 2 – výpočet průměrných hodnot

CELKOVÉ SROVNÁNÍ ZMĚŘENÝCH HODNOT - PHYSICAL GAIT SYSTÉM - statický test							
	PRŮMĚR HODNOT						
	max. pressure g/cm ²	average press. g/cm ²	surface left cm ²	surface right cm ²	load left %	load right %	foot surface cm ²
PROBAND 1	724	356,2	78,3	76,7	53,8	46,2	372,5
PROBAND 2	527,4	263,8	84,9	78,5	51,7	48,3	326,1
PROBAND 3	552,8	301,8	108,2	117,1	49,8	50,2	400,3
PROBAND 4	640,2	312,6	115,8	108,3	54	46	442,4
PROBAND 5	624,5	310	100,8	93,4	52,3	47,7	373,9
průměr	586,225	297,05	102,425	99,325	51,95	48,05	385,675

Tabulka 3 – procentuální vyjádření odchylky

CELKOVÉ SROVNÁNÍ ZMĚŘENÝCH HODNOT - PHYSICAL GAIT SYSTÉM - statický test							
	PROCENTUÁLNÍ VYJÁDŘENÍ ODCHYLKY						
	max. pressure g/cm ²	average press. g/cm ²	surface left cm ²	surface right cm ²	load left %	load right %	foot surface cm ²
průměr hodnot	586,225	297,05	102,425	99,325	51,95	48,05	385,675
průměrná odchylka	49,46	14,44	5,064	4,688	1,82	1,82	7,512
%	8,4%	4,9%	4,9%	4,7%	3,5%	3,8%	1,9%

4. VÝSLEDKY

Z naměřených hodnot byly vypočteny tyto výsledky.

U hodnoty ***maximal pressure*** byla průměrná odchylka $49,46 \text{ g/cm}^2$, vyjádřeno v procentech 8,4 % z průměru naměřených hodnot. Tato odchylka byla zároveň největší naměřenou, ale z důvodu velké variability této hodnoty nemá velký význam.

U hodnoty ***average pressure*** byla průměrná odchylka $14,44 \text{ g/cm}^2$, vyjádřeno v procentech 4,9 % z průměru naměřených hodnot.

U hodnoty ***surface left*** byla průměrná odchylka $5,064 \text{ cm}^2$, vyjádřeno v procentech 4,9 % z průměru naměřených hodnot.

U hodnoty ***surface right*** byla průměrná odchylka $4,688 \text{ cm}^2$, vyjádřeno v procentech 4,7 % z průměru naměřených hodnot.

U hodnoty ***load left*** byla průměrná odchylka 1,82 %, vyjádřeno v procentech 3,5 % z průměru naměřených hodnot.

U hodnoty ***load right*** byla průměrná odchylka také 1,82 %, vyjádřeno v procentech 3,8 % z průměru naměřených hodnot.

U hodnoty ***foot surface*** byla průměrná odchylka $7,512 \text{ cm}^2$, vyjádřeno v procentech 1,9 % z průměru naměřených hodnot.

5. DISKUSE

Z výše uvedených výsledků je možné zjistit, že kromě jedné hodnoty, se všechny odchylky pohybovaly do hranice 5,0 % z průměru naměřených hodnot.

Největší odchylka byla vypočtena u hodnoty *maximal pressure*, měla hodnotu 8,4 % z průměru naměřených hodnot. Odchylka je tak vysoká z důvodu velké variability této hodnoty (je to maximální bodový tlak na jednom sensoru ovlivnitelný i minimální výchylkou těžiště).

Nejnižší odchylka byla vypočtena u hodnoty *foot surface* a měla hodnotu 1,9 % z průměru naměřených hodnot. Minimální velikost této odchylky je dána neměnným celkovým povrchem opory u probandů. Tato hodnota by oproti ostatním mohla být považována za nejhodnější pro hodnocení objektivity. Je zatížena pouze chybou kontrolou postavení nohou probanda před vyšetřením. Tím pádem její velikost závisí převážně na přesnosti měření přístroje.

Odchylka u hodnoty *average pressure* nabyla hodnoty 4,9% z průměru naměřených hodnot. Tato hodnota je také minimálně zatížena subjektivními chybami vyšetřující osoby a její velikost závisí převážně na přesnosti měření přístroje.

Odchylky u hodnot *surface left* a *surface right* nabyla hodnot 4,9 % a 4,7% z průměru naměřených hodnot. Odchylky u hodnot *load left* a *load right* nabyla hodnot 3,5 % a 3,8 % z průměru naměřených hodnot. Velikost těchto čtyř odchylek je, kromě chyb měření přístroje, dána pokaždé jinou mírou zatížení pravé či levé nohy.

Přestože jsem nikde nenašel výrobcem uváděnou odchylku diagnostického systému pro digitální baropodometrii Physical Gait System, tak si myslím, že odchylka do 5,0 % z průměru naměřených hodnot se dá, při rozlišovací schopnosti jeden sensor na 1 cm^2 , hodnotit jako malá.

Zařízení lze pro využití analýzy tlakových poměrů na plosce nohy jako celku hodnotit jako objektivní.

Faktory, které mohly vypočtené hodnoty a odchylky ovlivnit, byly aktuální okolnosti vyšetření, především momentální fyzický a psychický stav probandů nebo jejich soustředění (spíše uvolnění) při vyšetření.

Snahou bylo všechny vlivy co nejvíce eliminovat: stejné povely, fixace pohledu, vyšetření v přibližně stejnou denní dobu, umístění hranolků jako „šablony“ pro stejnou stojnou bázi atd. Avšak i tyto postupy mohly být zatíženy subjektivní chybou osoby provádějící vyšetření.

6. ZÁVĚR

Cílem práce bylo představení digitální baropodometrie, konkrétně diagnostického zařízení pro digitální baropodometrii - Physical Gait System společnosti DIAGNOSTIC SUPPORT. Dále ozřejmení jejího vývoje, principu funkce, detailnější představení statického testu a nakonec hodnocení výsledků provedených měření a objektivity statického testu.

Na toto téma nebyl zatím v České republice proveden žádný výzkum.

Vzhledem i k nízkému rozlišení snímací plošiny lze z výsledků této pilotní studie hodnotit toto diagnostické zařízení, pro využití analýzy tlakových poměrů na plosce nohy jako celku, jako objektivní.

Využití zařízení ve fyzioterapii je především v diagnostice patologií plosky nohy a chůze (kroku) a dále v hodnocení úspěšnosti terapie. Velkou výhodou je neinvazivnost, rychlosť a opakovatelnost vyšetření.

Pro větší přesnost a validitu výsledků by bylo nutné použít variantu diagnostického zařízení MultiSensor, která však na pracovišti kde jsem experiment vypracovával není k dispozici.

Pro další rozšíření práce, lepší srovnání výsledků a zjištění možností přístroje ve fyzioterapii a dalších oborech, by bylo nutné rozšířit vzorek probandů na minimálně dvacet a provést podobné měření na dalších diagnostických zařízeních. Poté porovnat a zhodnotit výsledky mezi nimi.

7. SOUHRN

Pro vypracování své bakalářské práce jsem si vybral téma digitální baropodometrie. Pokusil jsem se popsat její princip, využití a především objektivitu v následném experimentu. Využití ve fyzioterapii může mít široké spektrum možností, ale je nutný další výzkum. Výsledky tohoto experimentu lze hodnotit pozitivně.

8. SUMMARY

For elaboration of my bachelor thesis I have chosen theme of digital baropodometry. I attempted to describe its principle, use and above all objectivity in following experiment. Use in physiotherapy can have a wide spectrum of possibilities, but it's necessary to make further research. Evaluation of results of this experiment is positive.

9. PŘEHLED POUŽITÉ LITERATURY A DALŠÍCH ZDROJŮ

- 1) ČIHÁK, R., *Anatomie* 1. 2. upravené a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2001. 516 str. ISBN 80-7169-970-5.
- 2) Diagnostic Support. [online]. Dostupnost z www.diasu.com
- 3) Ergon a.s.. [online]. Dostupnost z www.ergon.cz
- 4) Kistler group. [online]. Dostupnost z www.kistler.com
- 5) OTÁHAL, J.: Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK. [online]. Dostupnost z www.biomech.ftvs.cuni.cz
- 6) RSscan INTERNATIONAL. [online]. Dostupnost z www.rsscan.com
- 7) SÝKOROVÁ, E., Nástin využití statistických metod v diplomových pracích studentů oborů překladatelství – tlumočnictví. (diplomová práce), Filosofická fakulta UK, 2005
- 8) VÉLE, F., *Kineziologie posturálního systému*. 1. vydání. Praha: Karolinum, 1995. 85 str.
- 9) VÉLE, F., *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, 1997. 272 str. ISBN 80-7169-256-5.

10. PŘÍLOHY

Tabulka 4 - 1.proband

SROVNÁNÍ ZMĚŘENÝCH HODNOT - PHYSICAL GAIT SYSTÉM - statický test							
	1.PROBAND						
měření	max. pressure g/cm ²	average press. g/cm ²	surface left cm ²	surface right cm ²	load left %	load right %	foot surface cm ²
1.	809	369	76	73	55	45	364
2.	645	333	84	81	53	47	380
3.	637	327	82	86	52	48	374
4.	844	410	67	67	53	47	362
5.	713	348	78	80	52	48	371
6.	757	379	72	73	53	47	371
7.	680	333	87	78	56	44	379
8.	722	348	77	81	51	49	375
9.	688	341	84	77	56	44	376
10.	745	374	76	71	57	43	373
median	717,5	348	77,5	77,5	53	47	373,5
průměr	724	356,2	78,3	76,7	53,8	46,2	372,5
průměrná odchylka	51,8	21,44	4,76	4,56	1,76	1,76	4,4
směrodatná odchylka	66,93446214	26,22467032	6,092800852	5,677440738	2,043961296	2,043961296	5,8357138

Tabulka 5 – 2.proband

SROVNÁNÍ ZMĚŘENÝCH HODNOT - PHYSICAL GAIT SYSTÉM - statický test							
	2.PROBAND						
měření	max. pressure g/cm ²	average press. g/cm ²	surface left cm ²	surface right cm ²	load left %	load right %	foot surface cm ²
1.	492	262	82	82	49	51	380
2.	661	311	73	65	56	44	304
3.	591	270	79	80	47	53	315
4.	586	270	83	76	49	51	314
5.	468	252	87	83	50	50	316
6.	459	245	87	88	51	49	329
7.	485	248	93	80	56	44	328
8.	520	259	88	78	53	47	323
9.	511	262	90	74	56	45	326
10.	501	259	87	79	51	49	326
median	506	260,5	87	79,5	51	49	324,5
průměr	527,4	263,8	84,9	78,5	51,7	48,3	326,1
průměrná odchylka	51,16	11,92	4,52	4,2	2,64	2,64	11,74
směrodatná odchylka	64,64123211	18,55801714	5,801340841	6,114645443	3,164033993	3,164033993	20,51259776

Tabulka 6 – 3.proband

SROVNÁNÍ ZMĚŘENÝCH HODNOT - PHYSICAL GAIT SYSTÉM - statický test							
měření	3.PROBAND						
	max. pressure g/cm ²	average press. g/cm ²	surface left cm ²	surface right cm ²	load left %	load right %	foot surface cm ²
1.	633	320	100	112	51	49	400
2.	630	311	104	114	49	51	426
3.	523	298	109	119	49	51	403
4.	544	295	110	120	51	49	410
5.	500	286	112	125	49	51	411
6.	466	275	121	126	52	48	391
7.	588	313	104	113	49	51	383
8.	514	300	112	114	51	49	390
9.	594	317	102	112	50	50	384
10.	536	303	108	116	47	53	405
median	540	301,5	108,5	115	49,5	50,5	401,5
průměr	552,8	301,8	108,2	117,1	49,8	50,2	400,3
průměrná odchylka	46,76	11	4,6	4,32	1,2	1,2	10,7
směrodatná odchylka	56,17789205	14,16411742	6,124631508	5,195083146	1,475729575	1,475729575	13,56506952

Tabulka 7 – 4.proband

SROVNÁNÍ ZMĚŘENÝCH HODNOT - PHYSICAL GAIT SYSTÉM - statický test							
měření	4.PROBAND						
	max. pressure g/cm ²	average press. g/cm ²	surface left cm ²	surface right cm ²	load left %	load right %	foot surface cm ²
1.	662	322	118	99	58	42	444
2.	583	299	121	113	53	47	444
3.	800	350	101	99	51	49	430
4.	640	311	121	104	59	41	445
5.	594	303	122	109	55	45	445
6.	611	309	114	112	54	46	446
7.	613	305	120	109	55	45	443
8.	627	312	112	112	53	47	449
9.	595	296	117	119	50	50	438
10.	677	319	112	107	52	48	440
median	620	310	117,5	109	53,5	46,5	444
průměr	640,2	312,6	115,8	108,3	54	46	442,4
průměrná odchylka	43,68	10,64	4,84	4,84	2,2	2,2	3,84
směrodatná odchylka	63,75438983	15,47183822	6,390965846	6,307843442	2,867441756	2,867441756	5,316640543

Tabulka 8 – 5.proband

SROVNÁNÍ ZMĚŘENÝCH HODNOT - PHYSICAL GAIT SYSTÉM - statický test							
měření	5.PROBAND						
	max. pressure g/cm ²	average press. g/cm ²	surface left cm ²	surface right cm ²	load left %	load right %	foot surface cm ²
1.	612	297	106	96	52	48	389
2.	611	314	96	95	50	50	368
3.	753	350	90	81	54	46	362
4.	754	346	90	83	53	47	367
5.	552	277	110	106	53	47	377
6.	603	312	96	96	50	50	371
7.	564	294	107	97	54	46	383
8.	636	314	99	92	52	48	368
9.	606	307	105	90	54	46	373
10.	564	289	109	98	51	49	381
median	608,5	309,5	102	95,5	52,5	47,5	372
průměr	624,5	310	100,8	93,4	52,3	47,7	373,9
průměrná odchylka	53,9	17,2	6,6	5,52	1,3	1,3	6,88
směrodatná odchylka	73,36703771	23,32380758	7,583608054	7,336363011	1,567021236	1,567021236	8,425490424