ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

ZPRACOVÁNÍ DAT Z MĚŘICÍCH ZAŘÍZENÍ PRO NEUROLOGICKOU LABORATOŘ

Katedra řídicí techniky

2009

Jiří Korec

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady (literaturu, projekty, SW atd.) uvedené v přiloženém seznamu.

V Praze dne …….. …….

Jiří Korec

Poděkování

Chtěl bych poděkovat především Ing. Janě Tauchmanové, vedoucí bakalářské práce, za všechny podněty, vstřícnost, trpělivost a ochotu.

Dále bych chtěl poděkovat všem, kteří mě při psaní a realizaci této práce, at' už přímo či nepřímo, podporovali.

Abstrakt

Bakalářská práce je zaměřena na vyhodnocování výsledků naměřených na posturografických měřicích systémech pomocí COP parametrů.

Prvním cílem práce je analýza trhu. Analýza trhu vyhodnocuje a porovnává jednotlivé měřicí systémy používané v posturografii. Přístroje jsou posuzovány z hlediska technických parametrů a použitelnosti ve výzkumu.

Druhá část práce pojednává o jednotlivých typech měření na posturografické desce a o metodách vyhodnocování naměřených hodnot. Obsahuje motivaci a vyhodnocení reálných dat pomocí COP parametrů.

Cílem bakalářské práce je vytvořit program, který by vyhodnocoval požadované COP parametry a pokusit se najít hraniční hodnoty u vyhodnocovaných COP parametrů, kterými by se daly odlišit zdravé osoby (normy) od nemocných (pacientů).

Abstract

The bachelor thesis discusses posturography and scoring results used COP parameters. The results were measured by posturography measure systems. It explains the general concept posturography.

The first goal of this paper work is the market analysis. The market analysis is scoring and comparing individual measure systems using in posturography. The systems are judging in term of technical parameters and using the measure systems in research.

The second part discusses about individual types of measuring on the posturographic platform and about methods for scoring individual measured data. This part includes motivation and scoring real data by used COP parameters.

The goal of this paper work is to create a computer programme, which will be scoring required COP parameters and try to find the boundary values of scored COP parameters, which would create a possibility to distinguish the healthy people (standards) from patients.

Obsah

Seznam obrázků VII

Seznam příloh a použitých zkratek VIII

Obsah přiloženého CD IX

1. Posturografie 1

1.1. Statická posturografie 1

1.2. Dynamická posturografie 2

2. Analýza trhu 3

2.1. RSscan – Footscan® 3

2.1.1. Analýza chůze 4

2.1.2. Měření rovnováhy 7

2.2. NeuroCom® International, Inc. – EquiTest ® 9

2.2.1. Technické parametry, použití 10

2.2.2. Standardní měřicí protokoly, měřicí metody 10

2.3. NeuroCom® International, Inc. – SMART Balance Master ® 12

2.3.1. Technické parametry, použití 12

2.3.2. Standardní měřicí protokoly, měřicí metody 13

2.4. Kistler – Force Plate 13

2.4.1. Technické parametry 14

2.4.2. Software BioWare® 14

2.5. Shrnutí trhu 18

3. Zpracování dat 20

3.1. Vyhodnocování naměřených hodnot na posturografu 21

3.1.1. Subjektivní vyhodnocení 21

3.1.2. Objektivní vyhodnocení 21

3.2. Zpracování reálných dat 22

3.2.1. COP parametry 22

3.2.2. Frekvenční analýza 23

4. Vyhodnocení reálných dat 25

4.1. Hraniční hodnoty 25

5. Závěr 26

Literatura a sofware 27

Seznam obrázků:

1.1.a Stoj měrný (nohy za sebou) 1

1.1.b Stoj s úzkou bází (nohy u sebe) 2

2.1.1.a Vlevo tlak pravé nohy, vpravo vyobrazeny tlaky během měření 5

2.1.1.b Vyhodnocení kroku levé (vlevo) a pravé nohy (vpravo) 5

2.1.1.c Porovnání 2 měření 6

2.1.1.d D3D návrh vložky zpracovaný na základě průměrování několika měření 6

2.1.2.a Poloha těžiště a jednotlivé tlaky během měření 7

2.1.2.b Dráha těžiště a rozložení tlaku jednotlivých nohou 8

2.1.2.c Nácvik sledování nakresleného těžiště pacientovým těžištěm 8

2.2.a Měřicí systém EquiTest ® od společnosti NeuroCom® International, Inc. 9

2.2.2.a Šest testovaných stavů při úplném senzorickém testu (SOT) 10

2.2.2.b Směr pohybu plošiny při testu motorické kontroly (MCT) 11

2.2.2.c Směr náklonu plošiny při adaptačním testu (ADT) 11

2.3.a Měřicí systém SMART Balance Master ® s rozšiřujícími doplňky 12

2.4.1.a Siloměrná platforma Force Plate od společnosti Kistler 14

2.4.1.t Technické parametry měřící platformy Force Plate 14

2.4.2.a Výsledný graf měřeného parametru Ground reaction forces (GRF) 15

2.4.2.b Výsledný graf měřeného parametru Center of pressure (COP) 15

2.4.2.c Výsledný graf měřeného parametru Frictional torque Tz 16

2.4.2.d Výsledný graf měřeného parametru Force vector 16

2.4.2.e Výsledný graf měřeného parametru Jump force 17

2.4.2.f Výsledný graf měřeného parametru Power 17

2.4.2.g Výsledný graf měřeného parametru Jump height 18

2.4.2.h Výsledný graf měřeného parametru Force gradient (Explosivity) 18

3.2.2.a Časová okna pro měření spekter 24

3.2.2.b Rozdíl ve vyhlazenosti křivky při použití Welchovy metody PSD 24

Seznam příloh a použitých zkratek:

příloha č. 1 Vyhodnocení výsledků SBOE zdravých osob

příloha č. 2 Vyhodnocení výsledků SBCE zdravých osob

příloha č. 3 Vyhodnocení výsledků UBOE zdravých osob

příloha č. 4 Vyhodnocení výsledků UBCE zdravých osob

příloha č. 5 Vyhodnocení výsledků ROE zdravých osob

příloha č. 6 Vyhodnocení výsledků LOE zdravých osob

příloha č. 7 Vyhodnocení výsledků Tandem RF zdravých osob

příloha č. 8 Vyhodnocení výsledků Tandem LF zdravých osob

příloha č. 9 Vyhodnocení výsledků SBOE pacientů

příloha č. 10 Vyhodnocení výsledků SBCE pacientů

příloha č. 11 Vyhodnocení výsledků UBOE pacientů

příloha č. 12 Vyhodnocení výsledků UBCE pacientů

příloha č. 13 Vyhodnocení výsledků ROE pacientů

příloha č. 14 Vyhodnocení výsledků LOE pacientů

příloha č. 15 Vyhodnocení výsledků Tandem RF pacientů

příloha č. 16 Vyhodnocení výsledků Tandem LF pacientů

COP Průmět těžiště měřené osoby

COG Těžiště měřené osoby

CNS Přizpůsobení centrálního nervového systému

DFT Diskrétní Fourierova transformace

FFT Rychlá Fourierova transformace

FFT2 Dvojitá rychlá Fourierova transformace

FFT^2 Dvojitá rychlá Fourierova transformace

PSD Spektrální analýza

Obsah přiloženého CD:

složka **Analýza trhu** obsahuje podklady, které byly použity pro analýzu trhu:

Kistler – Force Plate: soubor *9286B__000-713e-09.08.pdf*

NeuroCom® International, Inc. – EquiTest ®: soubor *Equitest.pdf*

NCI, Inc. – SMART Balance Master ®: soubor *SmartBalanceMaster.pdf*

složka **Zpracování dat** obsahuje studii, kterou jsem použil pro zvolení metody výpočtu:

soubor *report_psd.pdf*

složka **Výsledky BP** obsahuje výsledky bakalářské práce:

soubor *AllInOne.m*

soubor *Bakalářská práce – Jiří Korec.pdf*

soubor *přílohy.pdf*

soubor *výsledky_normy.xls*

soubor *výsledky_pacienti.xls*

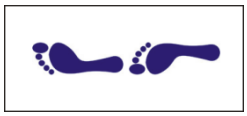
1. Posturografie

Posturografie je obecný název metody, který zahrnuje techniky užívané ke kvantifikaci (hodnocení míry) a kvalitativnímu posouzení (určování charakteru) posturální rovnováhy, neboli rovnováhy stoje. Při měření pro zdravotnické účely také k určení stavu vestibulárních reflexů. Posturografie umožňuje vyšetření vnějších projevů závrati, objektivizaci a kvantifikaci závrati. Je nezbytná pro monitorování léčebného postupu. Obecně se posturografie měří za statických (statická posturografie) nebo dynamických podmínek na pohybující se plošině (dynamická posturografie). Ve zdravotnictví se měření provádí na pohyblivé plošině, která se pohybuje dle zadaného programu. Tato metoda se nazývá dynamická počítačová posturografie. Při posturografii se často setkáváme se zkratkami COG (center of gravity) a COP (center of pressure). Tyto hodnoty se od sebe liší. Hodnota COG vyznačuje těžiště, zatímco hodnota COP je průmět těžiště měřené osoby. Pokud by měřená osoba stála přesně ve středu posturografické platformy, byl by COP parametr graficky znázorněn jako bod uprostřed desky. Zpravidla se při měřeních měří parametr COP, jelikož parametr COG může být někdy zavádějící. [1, 2]

1.1. Statická posturografie

Statická posturografie (statická počítačová posturografie – Static Computed Posturography = SCPG) bývá někdy považovaná pouze za objektivizaci Rombergova testu.

Rombergův test hodnotí statickou rovnováhu a používá se k diagnóze funkce vestibulárního aparátu. Provádí se s otevřenýma a zavřenýma očima ve čtyřech základních polohách. V každé následující poloze se zmenšuje plocha opory. Při testu jsou paže v předpažení, ruce otevřené dlaněmi nahoru, oči zavřené nebo otevřené. Otevření a zavření očí záleží na typu měření. Základní polohy jsou stoj spojný (normální postoj), stoj měrný (chodidla za sebou – obr.1.1.a) a stoj na jedné noze, kdy pata volné nohy je opřena o koleno nohy, na které testovaná osoba stojí.



obr.1.1.a) Stoj měrný (nohy za sebou)

Můžeme se však i setkat s jinými typy Rombergova testu, kde jsou testovány jiné polohy s jinou kombinací zavřených či otevřených očí. Zpravidla se však testuje základní postoj při otevřených očích a poloha se zúženou bází (obr.1.1.b) při otevřených a při zavřených očích. V Rombergově testu se vyhodnocuje doba stání při jednotlivých polohách. Pokud testovaná

osoba vydrží při jednotlivých polohách alespoň 15 sekund, tak je Rombergův test obvykle hodnocen jako negativní. Pokud však po zavření očí, nebo při jednotlivých polohách dojde ke kolísání, instabilitě, jedná se o pozitivní Rombergův příznak. Při Rombergově testu se také často setkáváme se zaznamenáváním času, do doby než se měřená osoba začala kolísat. [1, 3]

obr.1.1.b) Stoj s úzkou bází (nohy u sebe)

Statická posturografie je založena na principu měření výkyvů těžiště (přesněji: souřadnic centra opěrných sil) během stoje vyšetřované osoby. Výsledky měření je možno dokumentovat graficky a numericky. Numerické dokumentování umožňuje přesnější hodnocení poruchy rovnováhy, porovnávání a archivaci výsledků. Při vlastním měření vyšetřovaná osoba stojí na posturografické plošině, která je podložena snímači (minimálně po jednom snímači v každém rohu plošiny), které jsou schopny zaznamenat změnu COP. [2]

1.2. Dynamická posturografie

Dynamická posturografie (dynamic computed posturography = DCPG) je složitější metodou objektivního měření posturální rovnováhy. Užívá se ke kvantifikování adaptivních mechanismů CNS (přizpůsobení centrálního nervového systému), které se účastní regulace postoje a rovnováhy za přirozených i nefyziologických podmínek. Mezi tyto mechanismy patří mechanismus smyslových vstupů (zrak, somatosenzorika – zejména hmat a propriocepce, vestibulární systém), centrální zpracování a motorická odpověď. Dynamická posturografie je založena zejména na pohyblivé posturografické desce. Často je také využívána obrazovka, na které se měřenémé osobě ukazuje například trajektorie jeho COP. Pohyblivá posturografická deska se využívá pro zjištění diferenciace senzorické a motorické složky posturální instability. Deska se během jednotlivých měření pohybuje a při měření se zjišťuje zejména schopnost pacienta reagovat na pohyby posturografické platformy, vyrovnání rovnováhy. [2]

2. Analýza trhu

Cílem této kapitoly je analyzovat stav posturografických měřicích systémů na trhu a porovnat jednotlivé měřicí systémy. Měřicí systémy jsem porovnával na základě technických parametrů a využitelnosti ve výzkumu.

Rehabilitačními přístroji typu posturografu se dosud zabývaly čtyři firmy. V současné době jsou však v tomto odvětví aktivní již jen tři, jelikož pražská firma Caretta s.r.o. (http://www.caretta.cz) výrobu ukončila. Podle vyjádření Ing. Zdenka Sraiera byla výroba ukončena z důvodů příliš velkých problémů s administrativou kolem přístroje, která byla natolik nákladná, že se jim samotná výroba nevyplatila. V současné době se výrobou posturografických systémů zabývají tito výrobci: Kistler (http://www.kistler.com), NeuroCom® Intl. (http://www.resourcesonbalance.com) a RSscan (http://www.rsscan.com). Výrobky a jejich parametry jsou následující:

2.1. RSscan – Footscan®

Posturografické desky u měřicího systému Footscan® jsou koncipovány jako velmi tenké a tuhé rohože. Měřicí systémy se díky své modulární koncepci vyznačují velkou variabilitou. Princip snímání distribuce tlaku je založen na snímání tlaku prostřednictvím velmi hustého rastru tlakových snímačů. Velká hustota snímačů na jednotku plochy umožňuje vytvoření dokonale spojitého znázornění distribuce tlaku při zatížení platformy – posturografické desky. Výrobce uvádí, že měření probíhá s velmi vysokou frekvencí snímání (až 500Hz), což umožňuje použití platforem pro dynamické jevy. Avšak v manuálu tohoto přístroje je uvedeno, že tato frekvence je závislá na délce měření. Při delším měření se snižuje vzorkovací frekvence. V praxi je to velmi závažný nedostatek, jelikož se frekvence snímání při měřeních dlouhých asi 20 sekund pohybuje okolo 33Hz. A tato frekvence je již nedostatečná.

Typickým příkladem použití platforem je měření rozložení kontaktního tlaku mezi chodidlem a vlastní platformou za chůze nebo běhu. Pro tento a další účely je zařízení vybaveno speciálním softwarem.

Každý kompletní měřicí systém je vždy tvořen třemi komponenty, jejichž jednotlivé typy lze libovolně kombinovat. Jednotlivými komponenty jsou:

a) Měřicí platforma – posturografická deska (s integrovaným kabelem)

Typy platforem se rozlišují podle jejich velikosti:
- 50 x 40 cm
- 100 x 40 cm
- 200 x 40 cm.

b) Komunikační box (s příslušnou kabeláží)

Typy komunikačních boxů se rozlišují podle jejich funkce:

- 2D Box – měřicí frekvence 350 Hz
- 3D Box – měřicí frekvence 500 Hz.

3D Box umožňuje i synchronizaci s jiným zařízením (kamery, siloměrné desky apod.).

c) Měřicí a řídicí software (rozlišují se verze pro PC a Laptop)

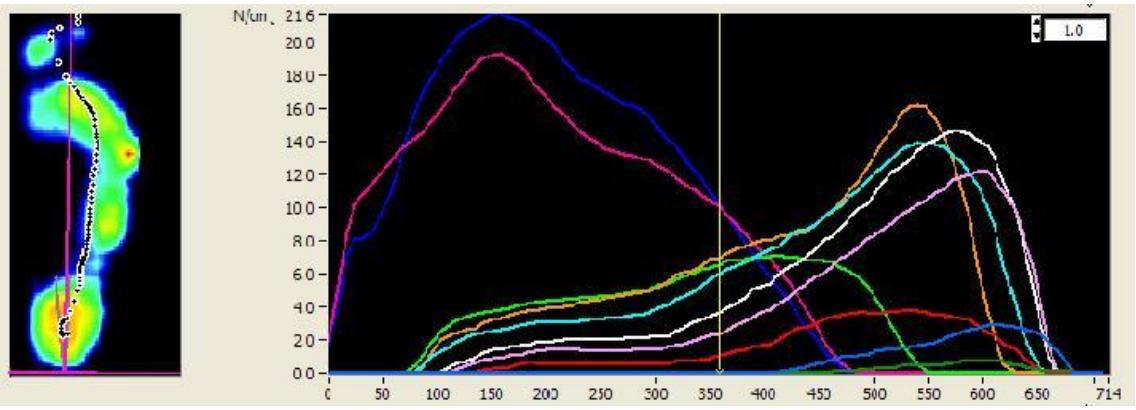
Existují celkem 3 typy software:
- footscan 7 gait clinic
- footscan 7 gait scientific
- footscan 7 balance.

2.1.1. Analýza chůze

Pro analýzu chůze umožňují systémy Footscan® provádět statická i dynamická měření. Základem těchto měření je analýza chůze na tlakových deskách. Díky počítačovému softwareu má uživatel možnost ihned získat přesný a spolehlivý záznam tlaku a času. Software podporuje většinu světových jazyků (výrobce uvádí, že software může být přeložen do všech jazyků) a je určen pro statická i dynamická měření. Program umožňuje:

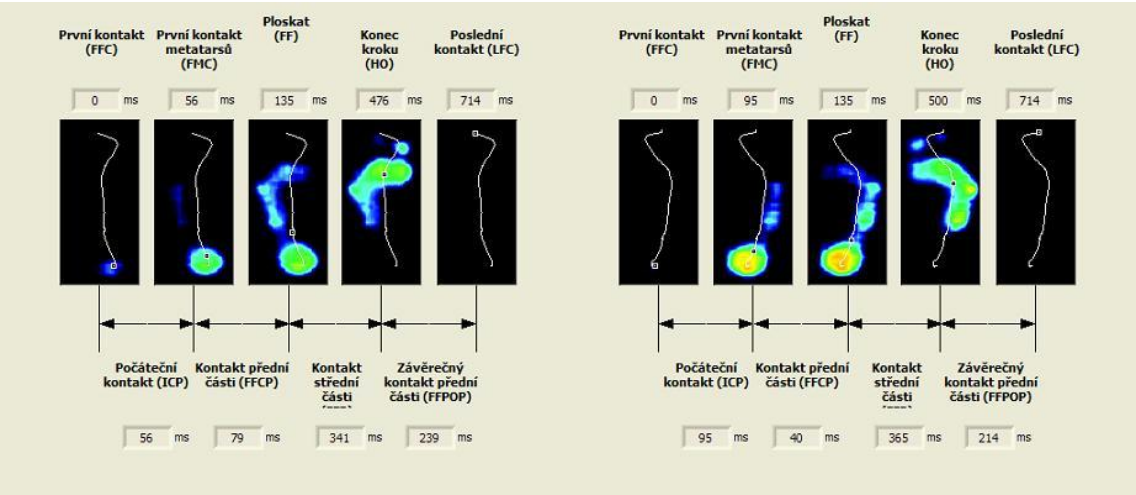
- Měření chůze i běhu
- Automatická detekce pravé a levé nohy
- Zobrazení dynamických tlaků a průběhu centra tlaku (COP)
- Možnosti zobrazení: 2D, 3D, synchronizace, impuls a průběh chůze
- Záznam absolutních dat
- Export všech dat tlaků v ASCII formátu, bitmapa
- Možnost triggeru dalších zařízení (vysokorychlostní kamery, EMG systémy) s footscan® 3D boxem
- Možnost nastavit frekvenci snímání footscan® 3D boxu v rozmezí 1–500 Hz

Měření mohou být prováděna s obuví i bez ní. Během měření jsou snímány statické i dynamické tlaky [N/cm2], které jsou znázorněny na obrázku obr.2.1.1.a.



obr.2.1.1.a) Vlevo tlak pravé nohy, vpravo vyobrazeny jednotlivé tlaky během měření [5]

Jak vidíme na obrázku obr.2.1.1.b, tlaky získané během kroku (odvalování nohy) dávají důležité informace, například určení pohybu nohy, časové parametry, prostorové parametry chůze aj. Všechny tyto doplňující parametry jsou velmi důležité pro vyhodnocení charakteru chůze člověka, případně zvířete.



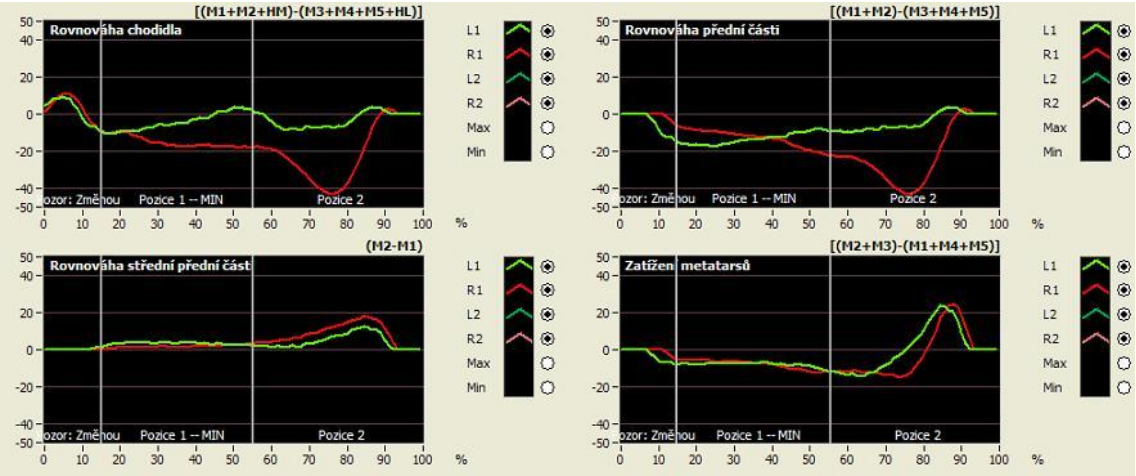
obr.2.1.1.b) Vyhodnocení kroku levé (vlevo) a pravé nohy (vpravo) [5]

Pro snadnější vyhodnocování výsledků je software vybaven nástroji pro analýzu, kterými jsou:

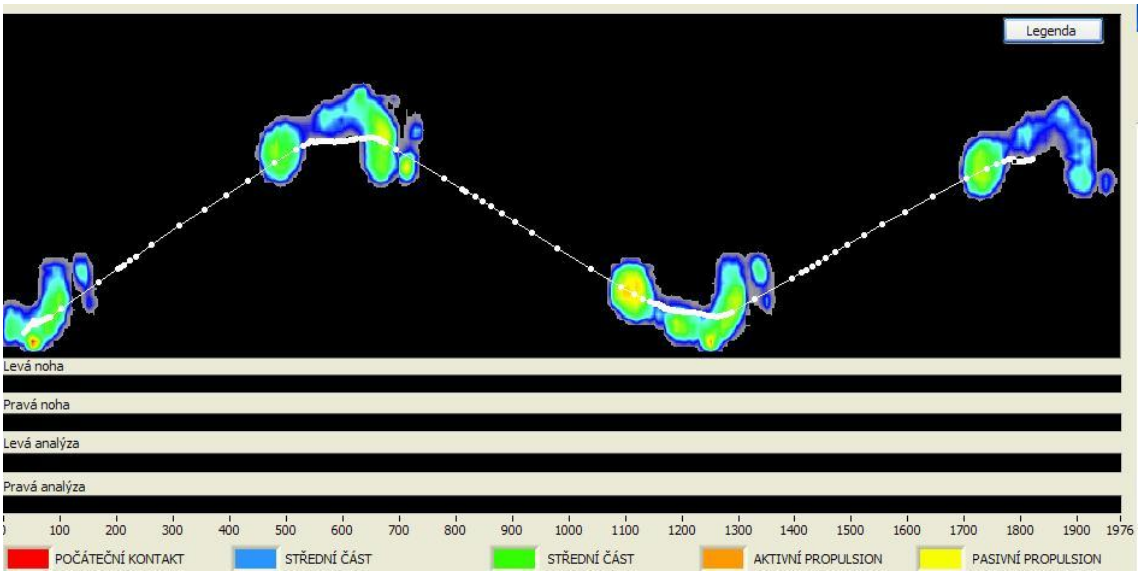
- Výpočet rozměru chodidla
- Graf: Tlak [N/cm2] čas pro každou zónu (rozdělení chodidla na zóny)
- Graf: Síla [N] / čas pro každou zónu (rozdělení chodidla na zóny)
- Procenta kontaktu nebo impulsu zatížení v zadní, střední a přední části nohy
- Osy chodidla
- Časové prostorové parametry
- Referenční hodnoty

- Porovnání 2 měření (obr.2.1.1.c)
- Průměrování několika měření
- D3D návrh vložky může být zpracován i na základě průměrování (obr.2.1.1.d)

Jedná se o dynamický 3D návrh individuální funkční vložky obuvi.



obr.2.1.1.c) Porovnání 2 měření [5]



obr.2.1.1.d) D3D návrh vložky zpracovaný na základě průměrování několika měření [5]

Posturografické desky mají své uplatnění jak v lékařství, tak i ve výzkumu. Pro lékařské účely se posturografické platformy využívají například v podiatrii, v ortopedii na analýzu chůze, a také na lékařský dohled nad sportovci. Můžeme se s nimi setkat i v rehabilitačním lékařství. Posturografická deska je také nezbytná pomůcka při výběru správné obuvi. V současné době se lze setkat s marketingovými akcemi, v rámci kterých různé sportovní obchody lákají zákazníky na měření chůze, na základě čehož jim doporučí vhodnou obuv.

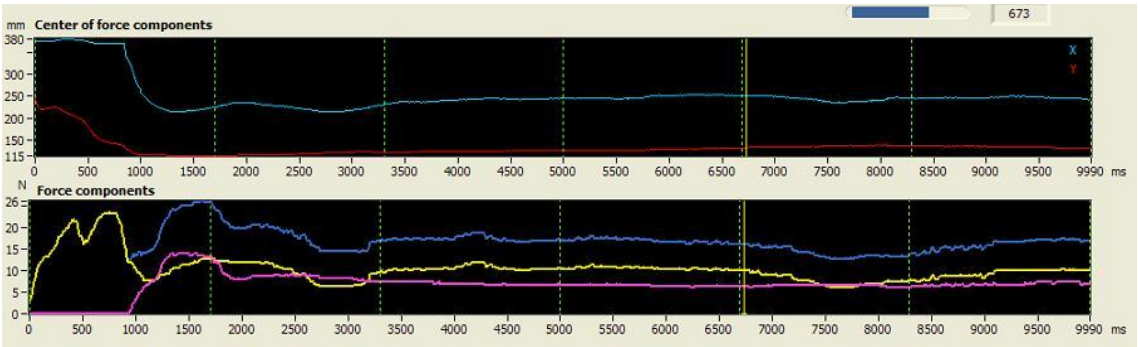
Pro vědecké použití se s posturografickými deskami můžeme setkat například v biomechanickém výzkumu, sportovní vědě a také v nauce o zvířatech. [5]

2.1.2. Měření rovnováhy

Systémy footscan® pro měření rovnováhy umožňují provádět tato měření na tlakových deskách. Měření mohou být prováděna s obuví i bez ní. Kromě zobrazení posunu těžiště během testu stability má systém footscan® balance další velmi důležitou funkci dávající zpětnou vazbu, kterou jsou dynamické tlaky pod chodidlem ukazující pacientovi pohyb celého jeho těla. Pro získání přesného záznam tlaku a času se opět využívá již zmíněný software. Avšak pro analýzu měření rovnováhy software analyzuje jiné parametry než při měření chůze. Software umožňuje analyzovat měření jako celek nebo může měření rozdělit maximálně do šesti intervalů a následně provést analýzu každého intervalu samostatně. Analyzovanými parametry při měření rovnováhy jsou:

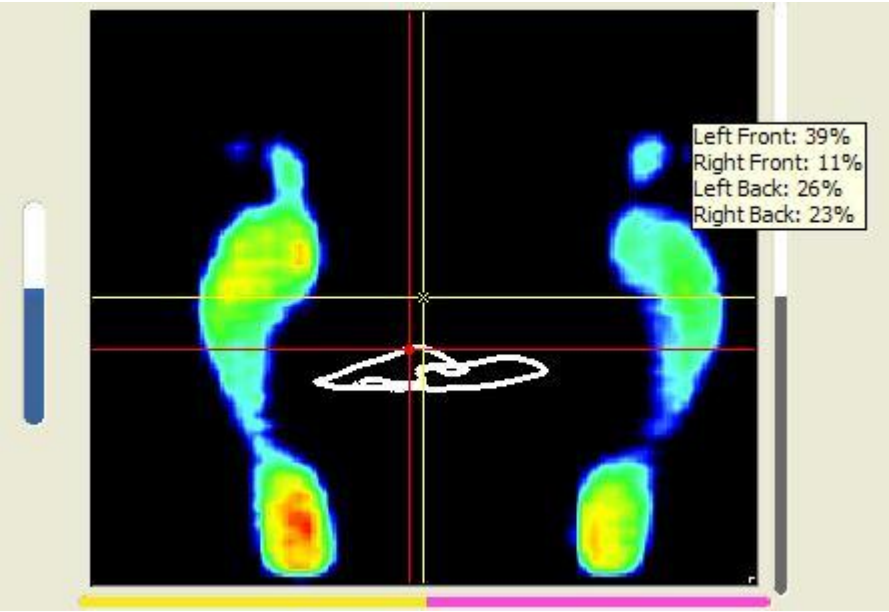
- Číselné vyhodnocení
- Rychlost
- Posun těžiště v ose X (obr.2.1.2.a)
- Posun těžiště v ose Y (obr.2.1.2.a)
- Grafický rozdíl mezi pravou a levou nohou
- Míra kývání

Pro měření stability můžeme nastavit délku trvání testu od 2 sekund do 1000 sekund. Software umožňuje nastavit i zpoždění mezi prvním kontaktem s deskou a začátkem záznamu dat. Po ukončení měření získáme vyobrazení posunu těžiště během celkové doby měření. Vyobrazení vidíme na obrázku obr.2.1.2.a.



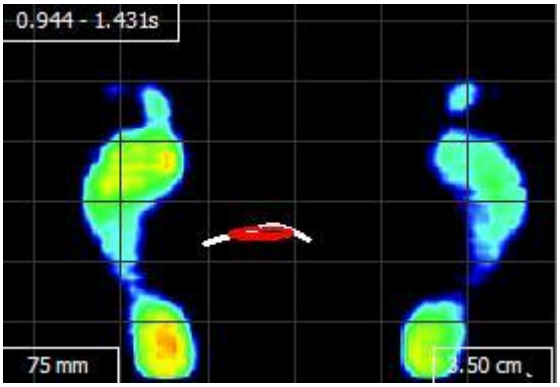
obr.2.1.2.a) Poloha těžiště (horní graf) a jednotlivé tlaky (spodní graf) během měření [6]

Po ukončení měření dostaneme také záznam dynamického tlaku pod chodidly během celkové doby měření a celkovou dráhu těžiště, jak lze vidět na obrázku obr.2.1.2.b.



obr.2.1.2.b) Dráha těžiště a rozložení tlaku jednotlivých nohou [6]

Získáme také minimum, maximum a rozdíl dráhy v osách x a y. Díky těmto výsledkům může lékař danému pacientovi určit cvičení pro zlepšení rovnováhy. Základem cvičení je obkreslení dráhy, kterou pacient sleduje svým těžištěm. Znázornění tohoto cvičení je vyobrazeno na obrázku obr.2.1.2.c. Při kreslení cvičení pro nácvik si můžeme pro dané cvičení určit dobu, rychlost a obtížnost navrhovaného cvičení. Opakováním těchto cvičení je možné sledovat pacientovi pokroky.



obr.2.1.2.c) Nácvik sledování nakresleného (červené) těžiště pacientovým těžištěm (bílé) [6]

Na rozdíl od analýzy chůze se měření rovnováhy využívá kromě lékařství a výzkumu také pro sportovní účely. Využívá se například pro golf, tenis, střelbu a lukostřelbu. V golfu se používá pro zachycení posunu těžiště při golfovém švihu společně s dynamickým rozložením tlaku pod chodidly. To je pak ideální pro trénování a jemné dolaďování specifické sportovní techniky. V tenise, po zachycení stejných údajů jako při golfu, umožní nácvik a trénink

jednotlivých úderů i podání. Při střelbě a lukostřelbě se využívá pro testování stability, kdy se vyhodnocuje zejména okamžik při výstřelu.

V medicíně se s měřením rovnováhy setkáme například v rehabilitačním lékařství, neurologii a fyzioterapii. Zde se setkáme s dlouhodobějším průběžným sledováním vývoje pacientovy stability během rehabilitačního procesu. Podle vývoje se následně pacientovi zadávají specifická cvičení k nácviku stability, která je možné i individuálně navrhnout. S měřením rovnováhy se setkáváme i ve sportovním lékařství, ale to už spadá spíše do vědeckého využití měření rovnováhy.

Ve vědě se s měřením rovnováhy můžeme setkat například v nauce o postoji, stárnutí a kontrole rovnováhy, a také v nauce o nemocích a poruchách v rovnováze. [6]

2.2. NeuroCom® International, Inc. – EquiTest ®

EquiTest je měřicí systém, který je celkově větší než předchozí Footscan®. Je to z důvodů, že měřicí systém EquiTest ® má pohyblivou měřicí posturografickou desku. Díky této pohyblivé desce je možné měřit i parametry dynamické posturografie. Platforma má rozměry 135 x 155 x 239 cm, kde hloubka s okrajem v klidové poloze je 163 cm. Má dvojitou podložku pro nohy o rozměrech 46 x 46 cm a je dimenzován do maximální váhy pacienta 203 kg. Váha celého systému je 352kg. Celkový vzhled měřicího systému je vyobrazen na obrázku obr.2.2.a. [7]

obr.2.2.a) Měřicí systém EquiTest ® od společnosti NeuroCom® International, Inc. [7]

2.2.1. Technické parametry, použití

Rotace dvojité měřicí plošiny (= forceplate) a zobrazovacího zařízení je ovládána pomocí nezávisle řízených proudových servomotorů. Dále je použit oddělený servomotor pro ovládání horizontálního posunu měřicí plošiny [7]. Jednotlivé výchylky jsou:

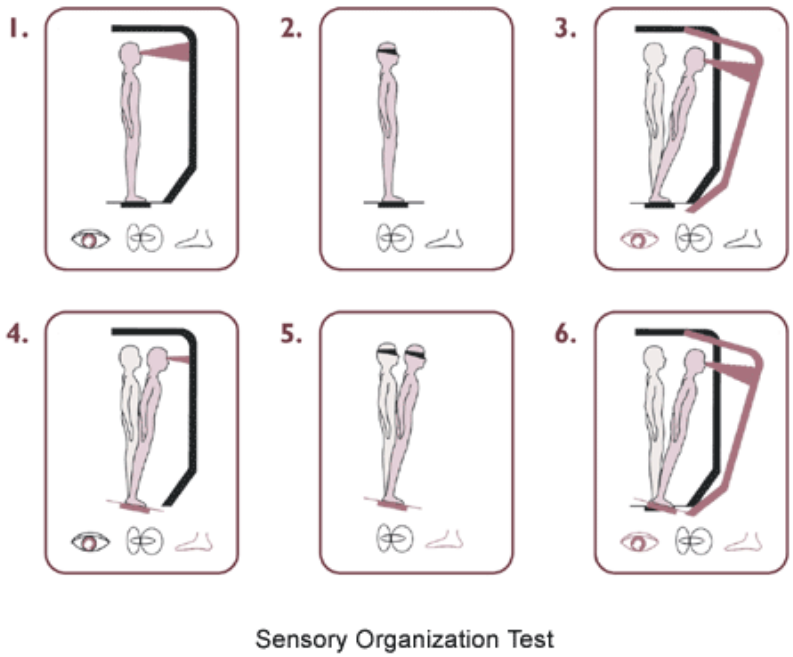
- Rotace měřicí plošiny je ±10°, maximální rychlostí 50°/sec
- Posun měřicí plošiny je ±6.35 cm, maximální rychlostí 15 cm/sec
- Rotace zobrazovacího zařízení je ±10°, maximální rychlostí 15°/sec

2.2.2. Standardní měřicí protokoly, měřicí metody

Měřicí systém EquiTest je schopen měřit [7]:

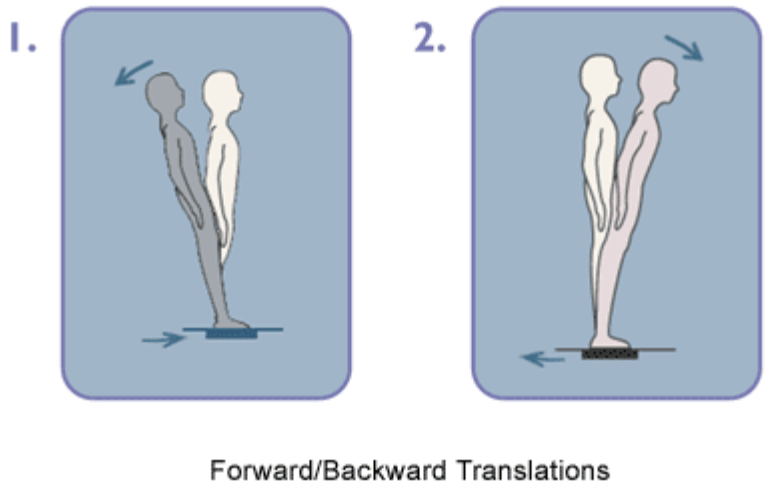
- Sensory Organization Test (SOT)
- Motor Control Test (MCT)
- Adaptation Test (ADT)
- Weight Bearing Squat (WBS)
- Unilateral Stance (US)
- EMG

SOT objektivně identifikuje abnormality tří smyslových orgánů pacienta, které využívá při posturografii. Těmito smyslovými orgány jsou somatosenzorický systém, visuální systém a vestibulární systém. Úplný senzorický test, jak se tento test nazývá, se provádí při šesti stavech, které jsou na obrázku obr.2.2.2.a. [16]



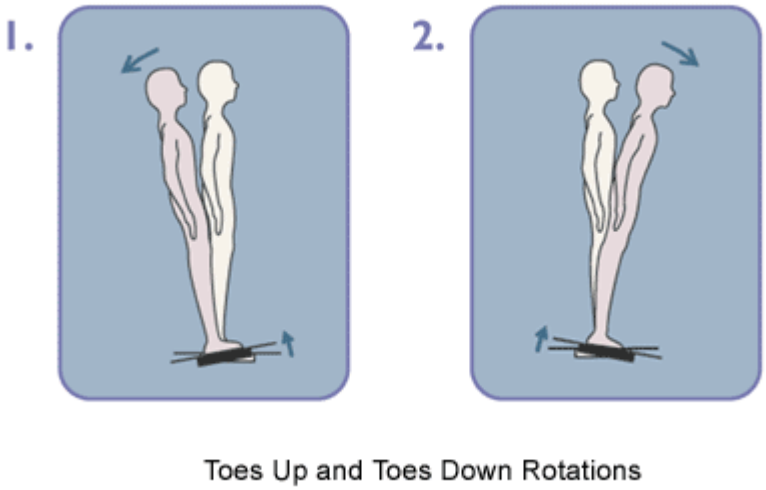
obr.2.2.2.a) Šest testovaných stavů při úplném senzorickém testu (SOT) [16]

MCT vyhodnocuje, jak rychle a efektivně dokáže motorický systém pacienta vyhodnotit a odstranit neočekávaný pohyb plošiny, na které pacient stojí. Test motorické kontroly je vyhodnocován jednotlivě u obou nohou a provádí se při různých rychlostech posunu plošiny. Směr pohybu plošiny je znázorněn na obrázku obr.2.2.2.b. [17]



obr.2.2.2.b) Směr pohybu plošiny při testu motorické kontroly (MCT) [17]

ADT vyhodnocuje pacientovu přizpůsobivost na minimální houpání plošiny a na systematické snížení jeho houpací energie během opakovaného vystavení na stejný náklon plošné podpory. Náklony plošiny při adaptačním testu jsou ukázány na obrázku obr.2.2.2.c. [18]



obr.2.2.2.c) Směr náklonu plošiny při adaptačním testu (ADT) [18]

WBS je test rytmického přenosu hmotnosti. Pacient se při testu snaží zachovat stejnou váhu na obou nohách, jako když stál vzpřímený, při podřepu s úhlem ohybu kolen 0° (vzpřímený postoj), 30°, 60° a 90°. [19]

US je výkonový test, který kvantifikuje pacientovu rychlost kývání a udržení stabilního postavení při postoji na jedné noze. Test postoje na jedné noze se provádí 10 sekund a provádí se s otevřenýma a zavřenýma očima. [20]

2.3. NeuroCom® International, Inc. – SMART Balance Master ®

SMART Balance Master má stejné rozměry jako EquiTest®, avšak celková váha systému je 325 kg. Na rozdíl od systému EquiTest® tento systém neumožňuje posun měřicí plošiny, ale je navíc vybaven real-time obrazovkou (obr.2.3.a), kde při určitých typech měření sleduje pohyb svého těžiště, výchylku COG (centre of gravity). [8]

obr.2.3.a) Měřicí systém SMART Balance Master ® s rozšiřujícími doplňky [8]

2.3.1. Technické parametry, použití

Stejně jako je tomu u systému EquiTest®, zajišťují ovládání rotace dvojité měřicí plošiny a zobrazovacího zařízení nezávisle řízené proudové servomotory. Systém SMART Balance Master ® umožňuje následující výchylky:

- Rotace měřicí plošiny je ±10°, maximální rychlostí 50°/sec
- Rotace zobrazovacího zařízení je ±10°, maximální rychlostí 15°/sec

2.3.2. Standardní měřicí protokoly, měřicí metody

Měřicí systém SMART Balance Master ® umožňuje měření následujících parametrů [8]:

- Limits of Stability (LOS)
- Rhythmic Weight Shift (RWS)
- Sensory Organization Test (SOT)
- Adaptation Test (ADT)
- Weight Bearing Squat (WBS)
- Unilateral Stance (US)
- EMG

LOS kvantifikuje maximální náklon, kterého je pacient schopen úmyslně dosáhnout bez ztráty rovnováhy. Maximálním náklonem se rozumí náklon, při kterém je schopena měřená osoba stát bez cizí pomoci a dokáže se z něj sama vrátit do původního postoje. Při testu mezí stability se měří reakční doba pacienta, rychlost pohybu COG, maximální výchylka COG a směry COG (pacientovo vyvažování rovnováhy) při dosažení největšího náklonu. [21]

RWS vyhodnocuje pacientovu schopnost rytmického pohybu jeho těžiště (COG) zleva doprava a zepředu dozadu ve třech odlišných rychlostech. Při testu přesunu hmotnosti se měří rychlost pohybu a kontrola COG. [22]

2.4. Kistler – Force Plate

Jedná se o siloměrnou platformu, která má rozměry 60 x 40 x 3,5 cm. Tato siloměrná platforma měří vektor silového zatížení prostřednictvím složek sil souřadného systému F_x, F_y, F_z. K desce se dodává měřicí elektronika a software BioWare určený pro biomechanické účely. Deska je mobilní a lze ji používat s pomocí notebooku i v externích podmínkách, laboratoř není nutná.

Systém se používá zejména pro rehabilitační a výzkumné účely při zkoumání stability a biomechaniky chůze či běhu. Lze ji použít i pro měření sportovního výkonu, například výskokové síly, síly opakovaných výskoků apod.

V rehabilitaci lze objektivně hodnotit úspěšnost operací, například kloubních náhrad nebo jakýchkoli chirurgických zákroků. Důležitá oblast použití je monitoring rekonvalescence pooperačních případů. Monitoring se zpravidla provádí před operací a po operaci. Lze tak vyhodnotit změny a dále sledovat jejich vývoj.

2.4.1. Technické parametry

Měřicí rozsah se liší podle jednotlivých směrů (os). Směry jednotlivých os vidíme na obrázku obr.2.4.1.a. Technické parametry jsou uvedeny v tabulce tab.2.4.1.t.

obr.2.4.1.a) Siloměrná platforma Force Plate od společnosti Kistler [9]

Měřící rozsah	F_x, F_y	kN	–2,5 ... 2,5
	F_z	kN	0 ... 10
Přetížení	F_x, F_y	kN	–3/3
	F_z	kN	0/12
Linearita		%FSO	<±0,2
Hystereze		%FSO	<0,3
Přeslechy	F_x <–> F_y	%	<±1,5
	F_x, F_y –> F_z	%	<±2,0
	F_z –> F_x, F_y	%	<±0,5
Tuhost	osa x (a_y = 0)	N/µm	≈12
	osa y (a_x = 0)	N/µm	≈12
	osa z (a_x = a_y = 0)	N/µm	≈8
Přirozená frekvence	f_n (x, y)	Hz	≈350
	f_n (z)	Hz	≈200
Pracovní teplota		°C	0 ... 60
Váha		kg	17,5

tab.2.4.1.t) Technické parametry měřící platformy Force Plate od společnosti Kistler [9]

Desky s těmito parametry se dále dělí podle typu a využití. Výhodou je možnost doplnění o nové typy desek. [9]

2.4.2. Software BioWare®

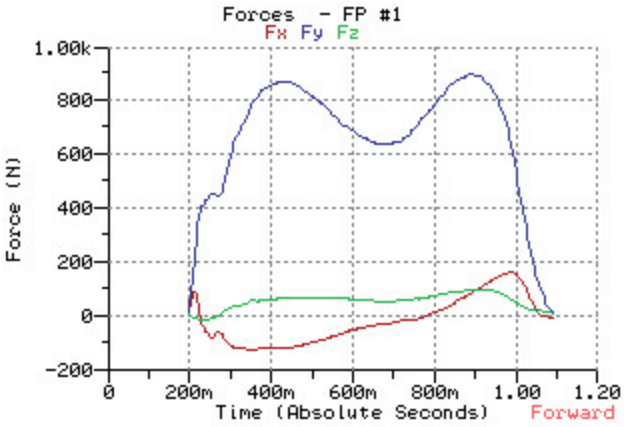
BioWare je software dodávaný jako součást desky a je motorem celého siloměrného systému. Software sbírá data ze siloměrné platformy, přepočítává a převádí měření do potřebných informací a vykresluje výsledky měření. [9]

BioWare vyhodnocuje parametry pro analýzu chůze a výsledky jednotlivých měřených parametrů zobrazuje v grafech. Parametry pro analýzu chůze jsou například:

- Ground reaction forces (GRF) (obr.2.4.2.a)
- Center of pressure (COP) (obr.2.4.2.b)
- Frictional torque Tz (obr.2.4.2.c)
- Force vector (obr.2.4.2.d)
- Coefficient of friction (COF)
- Frequency analysis, statistics, digital filters

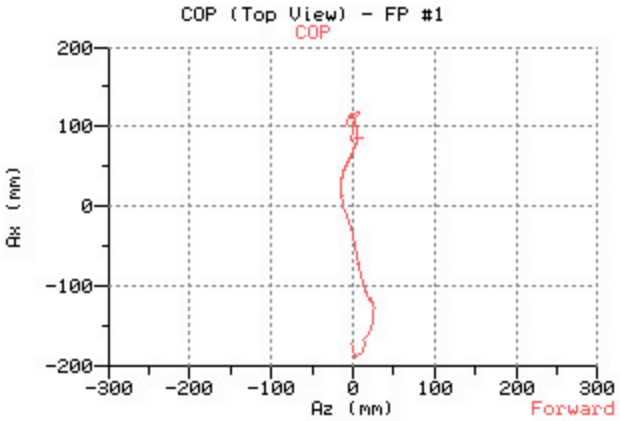
Coefficient of friction (COF) je parametr, který reprezentuje tření mezi dvěma povrchy. Pro naše měření je to koeficient tření pro běžnou sílu mezi chodidlem a měřící deskou.

GRF je reakce na základní vertikální pohyby, jako je skok, sed, podřep aj. Výsledkem jsou síly v jednotlivých osách v průběhu měření.



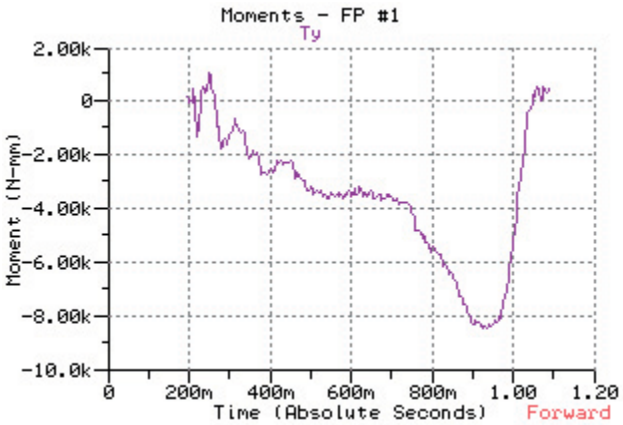
obr.2.4.2.a) Výsledný graf měřeného parametru Ground reaction forces (GRF) [9]

COP je měření polohy těžiště měřené osoby v průběhu měření. Během měření pacient zpravidla vykonává požadované pohyby jako je úklon, podřep apod.



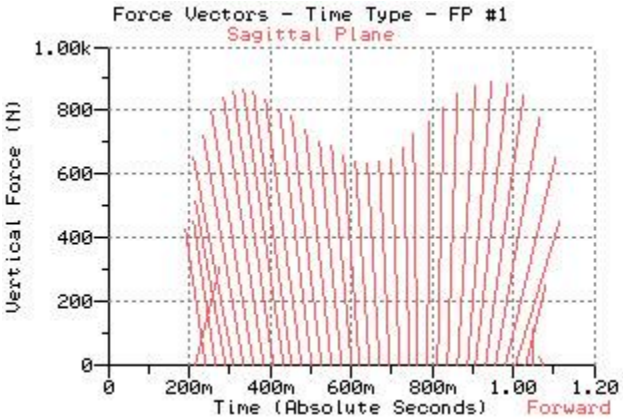
obr.2.4.2.b) Výsledný graf měřeného parametru Center of pressure (COP) [9]

Frictional torque Tz je parametr, který měří rozdíl mezi působícím točivým (krouticím) momentem a pozorovatelem, základnou nebo čistý krouticí moment a přisuzovaná odolnost proti vzájemnému pohybu mezi plochami. V našem případě to je mezi působícím točivým (krouticím) momentem a posturografickou deskou v průběhu měření.



obr.2.4.2.c) Výsledný graf měřeného parametru Frictional torque Tz [9]

Force vector je vektor síly v průběhu celého měření. Při posturografických měření se zpravidla sleduje vertikální vektor síly.



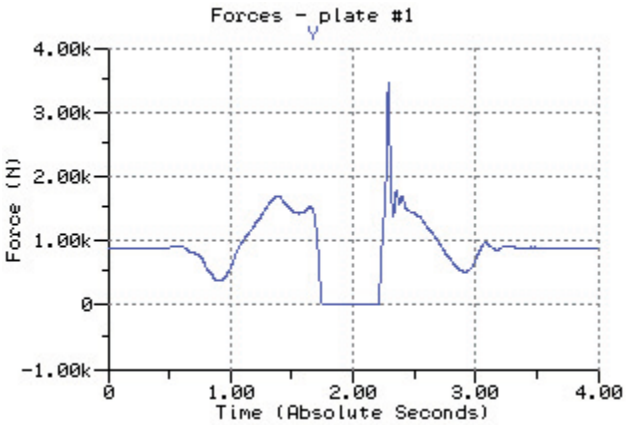
obr.2.4.2.d) Výsledný graf měřeného parametru Force vector [9]

Software BioWare vyhodnocuje také parametry pro měření rovnováhy a protipohybových skoků CMJ (Countermovement Jump). Systém je schopen měřit a vyhodnocovat například následující parametry:

- Jump force (obr.2.4.2.e)
- Power (obr.2.4.2.f)

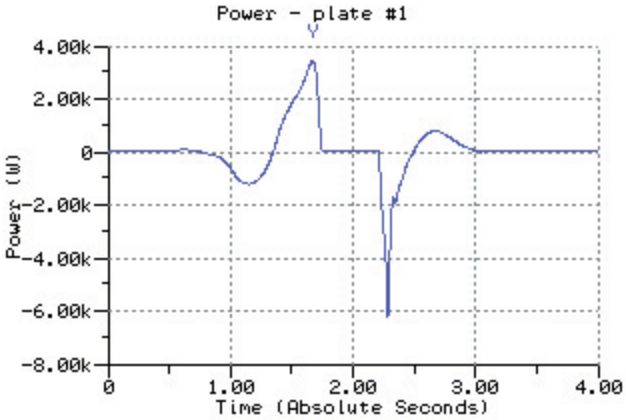
- Jump height (COM) (obr.2.4.2.g)
- Force gradient (Explosivity) (obr.2.4.2.h)
- Acceleration, velocity and displacement of the center of mass
- Work, energy, impulse
- Statistics, digital filters

Jump force je parametr, který určuje sílu poskoků na posturografické desce. Software zobrazuje na grafu průběh před odražením, v průběhu skoku, při doskoku a následné ustálení.



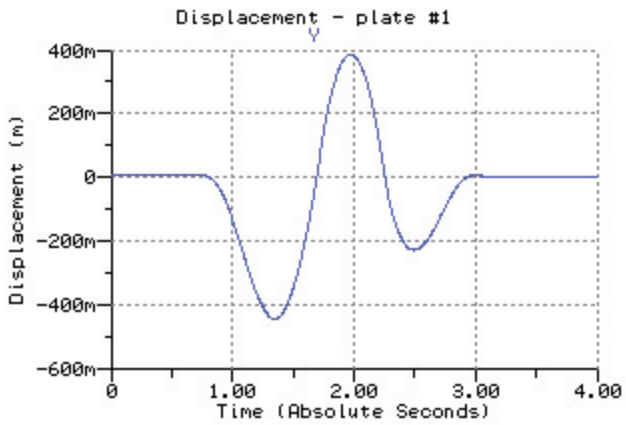
obr.2.4.2.e) Výsledný graf měřeného parametru Jump force [9]

Power je výkon, který se vykoná během jednotlivých pohybů a cvičení na siloměrné platformě v průběhu celého měření.



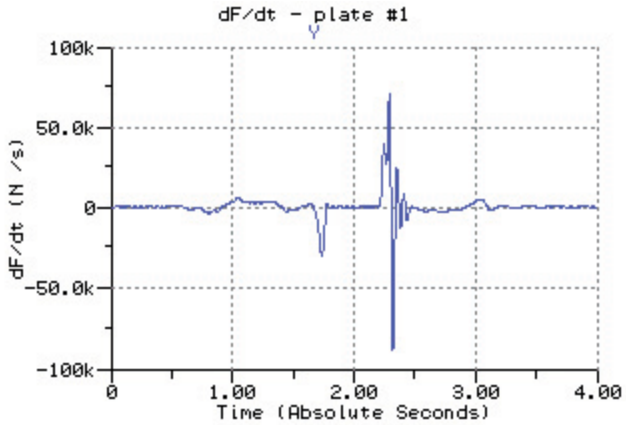
obr.2.4.2.f) Výsledný graf měřeného parametru Power [9]

Jump height (COM) určuje výšku skoku, který pacient vykonal. Jak můžeme vidět na grafu, siloměrná deska zaznamená také podřep.



obr.2.4.2.g) Výsledný graf měřeného parametru Jump height [9]

Force gradient (Explosivity) je gradient síly, který určuje výbušnost. Zpravidla je tento parametr největší v průběhu odrazu a zejména dopadu.



obr.2.4.2.h) Výsledný graf měřeného parametru Force gradient (Explosivity) [9]

2.5. Shrnutí trhu

Z výše uvedených výrobků nelze jednoznačně říci, který je nejlepší. Všechny výrobky mají určité výhody i nevýhody. Pro měření, která se nevykonávají v jedné laboratoři je vhodný měřicí systém Footscan® od výrobce RSscan a také měřicí systém Force Plate od výrobce Kistler. Pro lékařské účely z těchto dvou měřicích přístrojů je podle mého názoru dostačující měřicí systém Footscan®. Avšak u tohoto měřicího systému je problém s jeho frekvencí snímání, která je pro delší měření (20 sekund) asi 33Hz. Tento problém je podle mě zásadní.

Proto uvádím měřicí systém Footscan® pouze jako dostačující, nikoli vhodný. Přestože jsou pro měřicí systém od společnosti RSscan dodávány tři různé typy uživatelského programu rozděleny podle potřeby (základní footscan® gait basic, lékařský footscan® gait clinical a vědecký footscan® gait scientific), upřednostnil bych nejen pro vědecké účely měřicí systém Force Plate. Tento systém je vyráběn v mnoha typech a má větší možnosti rozšíření a doplnění o vědecké moduly. Z pohledu mobility jsou oba přístroje téměř totožné, jelikož se oba skládají jen z PC, popřípadě notebooku a měřicí desky, pokud neuvažujeme doplňky.

Pro obsáhlá lékařská měření, kde očekává lékař mnoho měřených údajů a velkou přesnost, bych z vyráběných měřicích systémů preferoval měřicí systémy od společnosti NeuroCom® International, Inc. Tyto měřicí systémy jsou schopné měřit dynamickou posturografii, což je jeden ze zásadních rozdílů oproti měřicím systémům od jiných firem. Dalším zásadním rozdílem je, že měřicí systémy od této společnosti nejsou mobilní, což přispívá k jejich přesnosti. Navíc mají mnoho funkcí pro odfiltrování rušivých vlivů a také schopnost vyhodnotit špatné měření. Určitě jsou vhodné i pro vědecké účely, ale záleží na typu vykonávaného výzkumu, zda je potřeba mobilita či nikoliv. Například pro vyhodnocování sportovců, kteří mají náhradu spodní končetiny a zkoumá se zatížení nohou, tvar náhrady aj., doporučil bych mobilní měřicí systém Force Plate od výrobce Kistler, který se dá použít například na atletické dráze.

3. Zpracování dat

Cílem zpracování dat je vypočítat COP parametry jednotlivých typů měření a zpracovat je do podoby, ve které bude možné vypočítané parametry vyhodnocovat. Takto zpracované hodnoty norem a pacientů se budou dále statisticky vyhodnocovat a hledat mezi nimi odlišnosti a mezní hodnoty.

Při měření na posturografu se setkáváme s osmi typy měření. Tato měření se od sebe liší rozdílným postavením nohou na posturografické desce a zda má měřená osoba při měření otevřené nebo zavřené oči. Byly provedeny tyto typy měření (postavení nohou je znázorněno na obrázcích pod jednotlivými typy měření):

- **SBOE** pacient stojí s nohama více od sebe, říkáme, že má širší bázi a během měření má oči otevřené
- **SBCE** pacient stojí s širší bází a během měření má oči zavřené

obr.3.a) Znázornění postavení nohou při měření SBOE a SBCE

- **Tandem RF** pacient stojí s předsunutou pravou nohou, neboli má pravou nohu vepředu, jakoby udělal malý krok vpřed, oči má otevřené

obr.3.b) Znázornění postavení nohou při měření Tandem RF

- **Tandem LF** pacient stojí s předsunutou levou nohou, oči má otevřené

obr.3.c) Znázornění postavení nohou při měření Tandem LF

- **UBOE** pacient stojí s nohama u sebe, říkáme, že má úzkou bázi a během měření má otevřené oči
- **UBCE** pacient stojí s úzkou bází a během měření má zavřené oči

obr.3.d) Znázornění postavení nohou při měření UBOE a UBCE

- **ROE** pacient stojí pouze na pravé noze a během měření má oči otevřené

obr.3.e) Znázornění postavení nohou při měření ROE

- **LOE** pacient stojí pouze na levé noze a během měření má oči otevřené

obr.3.f) Znázornění postavení nohou při měření LOE

3.1. Vyhodnocování naměřených hodnot na posturografu

Na základě zkušeností s vyšetřením je možno udělat celou řadu platných závěrů. Především je nutné říci, že se jedná o kvantitativní posouzení objektivní závrativosti u pacienta. Cílem není zjistit organickou příčinu stavu nerovnováhy, ale určit jak velká nerovnováha je, jakou má směrovou převahu a jakým způsobem ji ovlivňuje stav zavření očí. Tyto údaje jsou zásadní a nenahraditelné pro kategorizaci vertiga, neboli závratě, a jeho následnou léčbu. [4]

3.1.1. Subjektivní vyhodnocení

Setkáváme se s více metodami vyhodnocování posturografie. Jednou z metod je metoda pomocí hodnocení ataxie. Ataxie je porucha hybnosti způsobena onemocněním nervového systému. Škála pro hodnocení ataxie je rozdělena do čtyř skupin. V první skupině se hodnotí poruchy stoje a chůze, v druhé skupině kinetické funkce, ve třetí poruchy mluvy a ve čtvrté okohybné poruchy. V těchto skupinách se zpravidla hodnotí jednotlivé cviky a dovednosti pomocí celočíselné stupnice 0 až 8, 0 až 4, a nebo jen 0 až 1. Měřená osoba je ohodnocena 0, pokud vše zvládá bez problémů. Naopak nejvyšší bodové ohodnocení měřená osoba získá, pokud daný cvik vůbec nezvládne.

3.1.2. Objektivní vyhodnocení

Pro vyhodnocení měření se využívají také COP parametry. Tyto parametry se počítají z jednotlivých typů měření z naměřených výchylek v ose x a v ose y. Metoda vyhodnocování měření pomocí parametrů COP se stále vyvíjí. V současné době se zkoumá a analyzuje, zda je vůbec možné z jednotlivých parametrů určit poruchu rovnováhy, stanovit rozmezí mezi zdravými osobami (normy) a již nemocnými. Analyzování rozmezí a zpracování COP parametrů s jejich vyobrazením je cílem této práce. Pokud by se podařilo najít COP parametry, na kterých je patrná hranice mezi normou a pacientem, pak si dovolím tvrdit, že tato metoda je metodou

budoucnosti. Pokud by byla známa výše zmíněné hranice mezi zdravou a nemocnou osobou, tak by bylo možné rozpoznat i nepatrné potíže. Díky brzkému rozpoznání problému a včasné aplikaci potřebné léčby, by se pak zamezilo zbytečnému rozvoji problému nebo jeho zanedbání.

Postupoval jsem podle článků [10, 14], kde jsou tyto COP parametry:

- **MD** střední vzdálenost vychýlení od COP (mean distance)
- **RMS** střední kvadratická hodnota vychýlení od COP (root mean square distance)
- **MV** průměr absolutní hodnoty rychlosti parametrů COP (mean velocity)
- **RMSV** střední kvadratická hodnota průměrné rychlosti (root mean square velocity)
- **MFREQ** střední frekvence (mean frequency)
- **SP** délka opsané křivky, délka trajektorie (sway path)

Pro celkový přehled při metodě vyhodnocování pomocí COP parametrů se zmíněné COP parametry doplňují o parametry měřených frekvencí a parametry ploch naměřených výsledků

.

Mezi frekvenční parametry měření a parametry ploch naměřených výsledků patří například:

- **POWER** celkový výkon spektra (total power)
- **f50** frekvence při 50% celkového výkonu spektra
- **f95** frekvence při 95% celkového výkonu spektra
- **POMER** poměr mezi frekvencemi (4 – 9 Hz)/[(0 – 4 Hz)+ (9 – 16 Hz)]
- **CCE** velikost konfidenční elipsy

Parametr POMER byl definován jako poměr výkonu signálu ve frekvenčním spektru mezi frekvencemi (4 – 9 Hz)/[(0 – 4 Hz)+ (9 – 16 Hz)].

3.2. Zpracování reálných dat

Byla mi poskytnuta reálná data, která byla naměřena na normách i pacientech. Tato data se dají vyhodnotit z více pohledů. V mé práci jsem se zabýval vyhodnocením pomocí COP parametrů a k nim pomocným parametrům, kterými jsou parametry frekvenční a parametry naměřených ploch.

3.2.1. COP parametry

Vyhodnocoval jsem šest COP parametrů, kterými byly MD, RMS, MV, RMSV, MFREQ a SP. Všechny tyto parametry jsem vyhodnocoval jak pro výchylku v ose x, tak pro výchylku v ose

y a to pro všechny typy měření, které byly uvedeny v úvodu kapitoly 3. COP parametry jsem počítal pomocí vzorců, které byly uvedeny v odborné literatuře [10, 14]:

$$MDx = \frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}|x_{COP}(i)| \quad (1)$$

$$SPx = \sum_{i=1}^{n-1}\sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2} \quad (2)$$

$$RMSx = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(x_{COP}(i))^2} \quad (3)$$

$$\dot{x}_{COP(i)} = \left(x_{COP}(i+1) - x_{COP}(i)\right)\frac{n}{T} \quad (4)$$

$$MVx = \frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n-1}|\dot{x}_{COP}(i)| \quad (5)$$

$$RMSVx = \sqrt{\frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n-1}\left(\dot{x}_{COP}(i)\right)^2} = \sqrt{\frac{n^2}{T^2(n-1)}\sum_{i=1}^{n-1}\left(x_{COP}(i+1) - x_{COP}(i)\right)^2} \quad (6)$$

$$MFREQx = \frac{MV}{4\sqrt{2}\,MD} \quad (7)$$

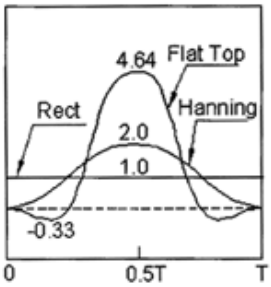
X_{COP} značí vektor výchylek od osy x, jehož hodnoty byly navzorkovány během jednoho měření. T je celkový čas měření a n je počet vzorků. Perioda vzorků byla ve většině případů 30,3 ms.

3.2.2. Frekvenční analýza

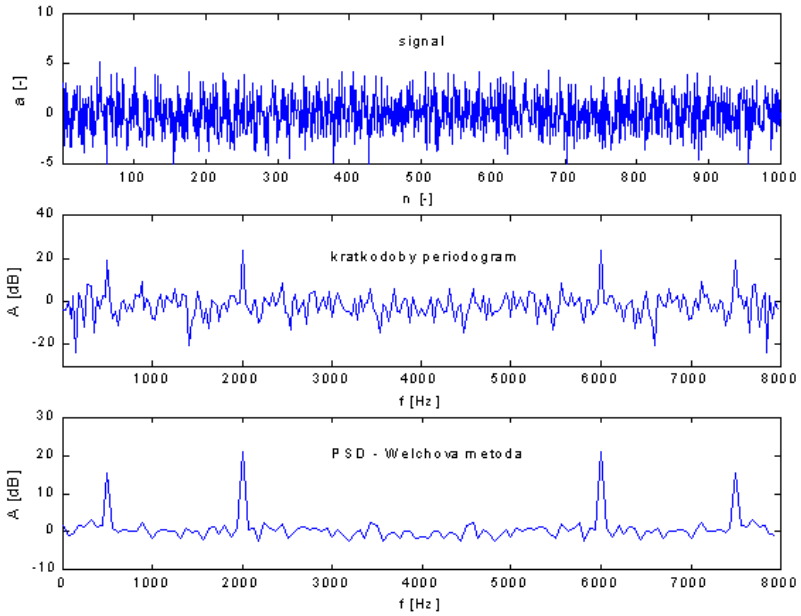
Mezi jednotlivé způsoby zpracování patří metoda DFT (Discrete Fourier transform) a nebo FFT (Fast Fourier transform). Obě metody vyhodnocují výsledky pomocí Fourierovy transformace. Funkce FFT je speciální verze algoritmu DFT s výpočetní složitostí nlog(n). Další metoda navazuje na FFT, jelikož se jedná o dvojitou rychlou Fourierovu transformaci, která bývá označována jako FFT2 nebo FFT^2. Pro získání dílčích výsledků jsem upřednostnil metodu spektrální analýzy PSD, přesněji Welchovu spektrální analýzu.

Welchova spektrální analýza, na rozdíl od předchozích metod, nedělá analýzu najednou v celém rozsahu, ale rozdělí si signál do několika menších oddílů. Délka oddílu je 2^N, kde N je celé číslo. Jednotlivé oddíly jsou umístěny těsně vedle sebe a nebo se překrývají (zpravidla o 50%). Aby nedocházelo k prosakování spektra, jsou jednotlivé oddíly váhovány váhovacím oknem. Typy časových váhovacích oken jsou vidět na obrázku obr.3.2.2.a. Jednotlivé oddíly se následně vyhodnocují pomocí metody DFT. Pro každý oddíl se vypočítá

spektrální hustota. Hustoty jednotlivých oddílů se následně zprůměrují. Díky tomu se potlačí chyby, jednotlivé chybné piny, a proto křivka grafu metody PSD.Welch je méně rozkmitaná a má potlačený šum. Rozdíl ve vyhlazenosti křivky je vidět na obrázku obr.3.2.2.b. Při Welchově metodě je potřeba zvolit kompromis mezi počtem oddílů a délkou oddílů. Velký počet oddílů a velké délky oddílů znamená příliš velké časové zprůměrování hodnot, krátké oddíly znamenají zhoršení frekvenčního rozlišení. Porovnání metod DFT, FFT a PSD je dobře vidět ve zprávě [11] od Santiaga Jaramilla z roku 2004.



obr.3.2.2.a) Časová okna pro měření spekter [23]



obr.3.2.2.b) Rozdíl ve vyhlazenosti křivky při použití Welchovy metody PSD [24]

Výsledky spektrální analýzy jsem dále aplikoval na výpočty potřebných čtyř frekvenčních parametrů a jednoho parametru naměřených ploch. Těmito parametry byly POWER, f50, f95, POMER a CCE, které jsou popsány v kapitole 3.1. I zde jsem pro výpočet parametru POWER a CCE použil vzorce z odborné literatury [12, 13], které jsem upravil pro svou potřebu. Pro zbylé parametry jsem již odvodil vzorce sám.

Výsledky jednotlivých parametrů ke každému měření jsem dále zpracovával pomocí pole vytvořeného v programu MATLAB [25], které jsem vyexportoval do formátu XLS. Formát XLS jsem zvolil pro jeho běžnost užívání a možnost následné statické analýzy výsledků.

4. Vyhodnocení reálných dat

Bylo mi poskytnuto celkem 22 naměřených dat zdravých osob a 22 naměřených dat nemocných osob. Z těchto naměřených dat jsem vyhodnocoval vybrané COP parametry.

Výpočty potřebných parametrů jsem prováděl pomocí programu MATLAB [25], ve kterém jsem pro tyto výpočty vytvořil výpočetní skript (M-file). Při spuštění tohoto M-file můžeme zadat až tři vstupní parametry. Vstupními parametry jsou jméno pacienta, název měření a název souboru, do kterého chceme výsledky vyexportovat.

Nezadáme-li název souboru, tak se výsledky vyexportují do souboru vysledky.xls. Vyexportované soubory se vytváří v aktuální pracovní složce programu MATLAB [25]. Při spuštění M-file se testuje existence souboru, do kterého se mají výsledky exportovat. Pokud soubor existuje, tak se z existujícího souboru načtou dříve vyexportovaná data a výsledky nového pacienta se zapíší do prvního volného řádku u daného typu měření. Pokud již pacient má vyhodnoceny výsledky u zadaného měření, hodnoty starého měření se přepíší novými.

Při nespecifikaci (chybí, prázdná množina) druhého vstupního parametru, kterým je název typu měření, vypočítají se výsledky všech osmi typů měření. Zadání prázdné množiny se využívá, pokud chce uživatel vypočítat všechny typy měření a současně vyexportovat, popřípadě i načíst výsledky do souboru, který zadal jako třetí vstupní parametr.

Výsledky jednotlivých typů měření všech poskytnutých dat měřených osob jsou v tabulkách, které jsou v přílohách 1 – 16. Pro přehlednosti jsem udělal samostatně tabulky pro zdravé osoby a pro osoby nemocné.

4.1. Hraniční hodnoty

Cílem mé práce je pokusit se nalézt hraniční hodnoty, které by odlišovaly zdravé osoby od nemocných. Při zkoumání tabulek výsledků, které jsou přílohou 1 – 16, jsem se pokoušel takové hodnoty nalézt. Bohužel, žádné hodnoty, které by tvořily rozmezí mezi zdravými a nemocnými lidmi, se mi nalézt nepodařilo. Mohu konstatovat, že u parametrů SP, MD a MV a to zejména v ose y, dosahují u nemocných osob vyšších maximálních hodnot. Avšak zpravidla se rozmezí hodnot nijak zvláště neliší od zdravých osob.

Pokoušel jsem se nalézt hraniční hodnoty i za pomocí statistických vyhodnocovacích funkcí, které umožňuje software Microsoft Office Excel 2007 [26]. Avšak ani za použití statistického vyhodnocování se mi nepodařilo najít hodnoty, které by oddělovaly normy od pacientů. Výsledky statistických funkcí jsou uvedeny v souborech formátu XLS na přiloženém CD.

5. Závěr

Prvním cílem mé bakalářské práce byla analýza trhu, ve které jsem jednotlivě porovnával dostupné měřicí posturografické systémy na trhu. Jako nejvhodnější měřicí systém pro lékařské využití i pro výzkum jsem vyhodnotil měřicí systém Force Plate od společnosti Kistler. Celkové vyhodnocení analýzy trhu je uvedeno v kapitole 2.5.

Druhým cílem bylo vyhodnocení dat naměřených na posturografickém měřicím systému pomocí COP parametrů. Pro vyhodnocení COP parametrů jsem v programu MATLAB[25] vytvořil výpočetní skript (M-file), který vypočítané COP parametry vyexportoval do souboru formátu XLS. Vyhodnotil jsem reálná data zdravých osob (norem) a osob postižených poruchou rovnováhy (pacientů). Vypočítané COP parametry jsou uvedeny v přílohách 1 – 16. I přes veškerou snahu se nepodařilo najít hraniční hodnoty, které by odlišovaly normy od pacientů, a to ani za použití statistického vyhodnocení vypočítaných COP parametrů.

Literatura a software:

[1] http://www.zbynekmlcoch.cz/info/neurologie/neurologicky_slovnik_online_nazvy_vysetreni_priznaky_syndromy_symptomy.html, duben 2009

[2] http://cs.wikipedia.org/wiki/Posturografie, duben 2009

[3] http://www.sportvital.cz/cz/k78,79,84-obratnost/c179-romberguv-test, duben 2009

[4] http://www.caretta.cz/software/posturograph/teorie.asp, duben 2009

[5] http://www.preditest.cz/index.php?zobraz=rsscan01, duben 2009

[6] http://www.preditest.cz/index.php?zobraz=rsscan02, duben 2009

[7] Equitest.pdf

[8] SmartBalanceMaster.pdf

[9] 9286B__000-713e-09.08.pdf

[10] Maurer, Ch., Peterka, R. J.: A new interpretation of spontanteous sway measures based on a simple model of human postural control, American Physiological Society, 2004

[11] report_psd.pdf

[12] http://groups.google.com/group/comp.soft-sys.matlab/msg/2222327db2ea7f51, duben 2009

[13] http://mathforum.org/kb/thread.jspa?forumID=80&threadID=249448&messageID=817580, duben 2009

[14] Krafczyk, S., Tietze, S., Swoboda, W., Valkovič, P., Brandt, T.: Artifical neural network: A new diagnostic posturographic tool for disorders of stance, Clinical Neurophysilogy, Volume 117, 2006, str.1692-1698

[15] Yarrow, K., Brown, P., Gresty, M. A., Bronstein, A. M.: Force platform recordings in the diagnosis of primary orthostatic tremor, Gait and Posture, Volume 13, 2001, str.27–34

[16] http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/sensoryImpairment/SOT.aspx

[17] http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx

[18] http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/adt.aspx

[19] http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/wbs.aspx

[20] http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/functionalLimitation/us.aspx

[21] http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/los.aspx

[22] http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/rws.aspx, červen 2009 (platí pro [16 – 22])

[23] http://www.fs.vsb.cz/akce/1999/ASR99/Proceedings/papers/22/22.htm, červen 2009

[24] http://noel.feld.cvut.cz/vyu/ucz/cv10/index.htm#tri, červen 2009

[25] The MathWorks, Inc., MATLAB

[26] Microsoft, Microsoft Office Excel 2007