

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**VLIV STIMULACE RECEPTORŮ NOHY POHYBOVÝM  
PROGRAMEM NA STABILIZACI STOJE U ZRAKOVĚ  
POSTIŽENÝCH OSOB**

Vedoucí práce:

Doc. PhDr. Pavel Strnad, CSc.

Vypracovala:

Lenka Petříková

Srpen 2007

## SOUHRN

**Název práce:** Vliv stimulace receptorů nohy pohybovým programem na stabilizaci stoje u zrakově postižených osob

**Cíl práce:** Zjistit prostřednictvím posturografie a Footscan systému, zda stimulací kožních receptorů plosky a aktivací svalů nohy lze pozitivně ovlivnit stabilizační proces u zrakově postižených osob.

**Metodika:** Experimentu se zúčastnilo šest zrakově postižených probandů. Pohybový program trval pět týdnů a byl zaměřen na stimulaci receptorů nohy prostřednictvím stimulace kožních receptorů a aktivace svalů nohy cvičením. K ověření vlivu programu na stabilizaci stoje u ZP byla použita silová plošina Kistler a Footscan systém. Měření byla provedena před zahájením a po skončení pohybového programu a výsledky vstupních a výstupních testů byly porovnány mezi sebou.

**Výsledky:** Z výsledků posturografie vyplývá, že stimulace receptorů nohy vedla ve většině případů ke zvýšení rychlosti výchylek v předozadním i bočním směru. Z měření na Footscanu je patrné snížení dráhy COP u čtyř probandů ve všech měřených pozicích a změna charakteru křivky průběhu polohy COP u těchto probandů v širokém postoji. Oblastí s největším zatížením jsou u většiny probandů paty, k signifikantním změnám v rozložení zátěže na ploskách nedošlo.

**Klíčová slova:** stabilizace, noha, zrakově postižený, posturografie, Footscan systém



## SUMMARY

**Work title:** The influence of the foot receptors stimulation by kinetic programme on balance during standing in people with visual impairments

**Objectives:** Identify, if we can by stimulation of foot exteroceptors and activating of foot muscles influence positively balance process in people with visual impairments.

**Methods:** Six people with visual impairments were participate in study. The kinetic programme was composed to excite foot receptors by stimulation of foot exteroceptors and excercising of foot muscles. Force platform Kistler and Footscan system were used to verify the changes in balance during standing. Measuring were realized in two times, before and after kinetic programme. The results of pretest and posttest were compared with each other.

**Results:** The results of posturography show that stimulation of foot receptors caused increasing of velocity of postural sways in anteroposterior and mediolateral direction. From the results of Footscan system it is obvious decreasing of total travelled way in four participants in all measured stances and changes of COP trajectory in wide stances. There is no significant change in distribution of foot stress, most of the weight was situated on participants heels in most cases.

**Key words:** balance, foot, people with visual impairments, posturography, Footscan system

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité prameny a literaturu, ze kterých jsem čerpala.

Město:

Podpis:

V Praze dne *4. 9. 2004* .....

*Lenka Petříková*  
.....

Lenka Petříková

## Poděkování

Ráda bych tímto poděkovala Doc. PhDr. Pavlu Strnadovi, CSc. za podnětné konzultace a odborné vedení diplomové práce. Za ochotu při měření na posturografu a footscanu a cenné rady a připomínky děkuji PaedDr. Haně Novákové a Ing. Františkovi Zahálkovi PhD.

Svoluji k zapůjčení své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence zapůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury řádně citovat.

---

Jméno a příjmení:	Číslo občanského průkazu:	Datum vypůjčení:	Poznámka:
-------------------	---------------------------	------------------	-----------

---

## Obsah

Obsah.....	1
1 Úvod.....	4
2 Cíl, úkoly, hypotéza .....	5
2.1 Cíl práce .....	5
2.2 Úkoly práce .....	5
2.3 Hypotéza.....	5
3 Teoretická část.....	6
3.1 Posturální systém.....	6
3.1.1 Postura .....	6
3.1.2 Posturální funkce.....	7
3.1.3 Řízení posturální motoriky.....	8
3.2 Stabilita systému .....	9
3.2.1 Vzpřímené držení těla ve stoji.....	9
3.2.2 Stabilita z pohledu biomechaniky .....	11
3.2.3 Pojmy používané v kontextu posturální stability .....	13
3.2.4 Stabilita vzpřímeného stoje – posturální stabilita .....	15
3.2.5 Strategie zajištění stability systému .....	16
3.3 Zrak .....	17
3.3.1 Zrakové postižení .....	18
3.3.2 Vliv zraku na stabilitu stoje.....	20
3.4 Noha .....	22
3.4.1 Anatomie nohy .....	22
3.4.2 Funkce nohy .....	25
3.4.3 Hmatová funkce nohy u ZP.....	26
3.4.4 Somatosenzorický systém .....	26
3.4.5 Význam nohy v reflexní terapii.....	27
3.4.6 Vliv obuvi na nohu .....	28
4 Praktická část.....	30
4.1 Výzkumná metodologie .....	30
4.2 Organizace výzkumu .....	30
4.3 Výzkumný soubor .....	30

4.4	Měřicí procedury .....	31
4.4.1	Posturografie (stabilometrie) - Kistler deska .....	31
4.4.2	Footscan systém .....	33
4.5	Pohybový program .....	35
4.6	Analýza experimentálně získaných dat .....	38
5	Výsledky.....	39
5.1	Hodnocení změn sledovaných parametrů posturografie .....	39
5.2	Hodnocení změn sledovaných parametrů měření na Footscanu .....	45
6	Diskuse.....	60
7	Závěr.....	63
	Literatura .....	65
	Přílohy .....	69
	Příloha 1: Záznam z posturografie .....	70
	Příloha 2: Záznam z footscanu .....	71
	Příloha 3: Pohybový program .....	72

#### **Seznam tabulek**

Tab. 1	Výsledky měření na posturografu - ženy .....	39
Tab. 2	Výsledky měření na posturografu – muži .....	40
Tab. 3	Výsledky měření na Footscanu - ženy .....	45
Tab. 4	Výsledky měření na Footscanu - muži.....	46

### Seznam obrázků

Obr. 1 Stabilní a labilní rovnovážná poloha.....	12
Obr. 2 Opěrná báze a opěrná plocha .....	13
Obr. 3 Kostra nohy .....	23
Obr. 4 Klenba nohy .....	24
Obr. 5 Rozložení zátěže v opěrné bázi .....	24
Obr. 6 Reflexní zóny na chodidlech.....	28
Obr. 7 Dynamometrická plošina Kistler .....	32
Obr. 8 Footscan system .....	34
Obr. 9 Grafické znázornění změn jednotlivých parametrů posturografie.....	43
Obr. 10 Grafické znázornění změn parametrů posturografie u jednotlivých probandů.....	44
Obr. 11 Grafické znázornění změn jednotlivých parametrů Footscanu.....	58
Obr. 12 Grafické znázornění změn parametrů Footscanu u jednotlivých probandů.....	59

## 1 Úvod

Problematika stability u zrakově handicapovaných osob se stává předmětem mnoha studií. Je tomu tak zřejmě proto, že zrak je jedním ze smyslů podílejících se na udržování polohy ve vzpřímeném stoji. Jeho oslabením či ztrátou by tak logicky mohlo dojít i k narušení stabilizačního procesu. Celý systém má ovšem velké kompenzační schopnosti, a tak při výpadku jednoho elementu převezmou jeho roli zbývající dva (v tomto případě vestibulární a somatosenzorický systém) a k narušení stabilizačního procesu v běžných podmínkách nedojde.

Nevidomí lidé se při orientaci v zevním prostředí musí spoléhat jednak na sluch a také na hmat. Hmatové vjemy sice poskytují v porovnání s plně funkčním zrakovým vnímáním menší množství informací o bezprostředním okolí lidského těla, jsou však přesnější než informace získané sluchem. Dalo by se říci, že osoby s těžkým zrakovým postižením poznávají okolní svět především prostřednictvím hmatu. Nevidomý může hmatem získat informace, které se nám zdají být zprostředkovatelné pouze zrakem.

Pro možnost získávání informací o povrchu, po němž se osoba zrakově postižená pohybuje, je podstatná hmatová funkce nohy. Noha nás informuje o charakteru terénu, o jeho sklonu či nerovnostech apod. a díky bohatému zastoupení receptorů v plosce je důležitým prvkem stabilizačního procesu. Rozvoji vnímání vjemů z oblasti nohy, na rozdíl od hmatové funkce ruky, se však v rehabilitaci zrakově postižených bohužel nevěnuje příliš pozornosti, což je jistě škoda.

Proto jsem za téma práce zvolila schopnost stabilizace stoje u zrakově postižených osob (ZP). Konkrétně, vliv stimulace receptorů nohy na stabilizační schopnosti ZP.



## 2 Cíl, úkoly, hypotéza

### 2.1 Cíl práce

Cílem práce je zjistit prostřednictvím posturografie a Footscan systému, zda stimulací mechanoreceptorů plosky spolu se cvičením lze pozitivně ovlivnit schopnost stabilizace stoje u zrakově postižených osob. Na základě výsledků poukázat na možnost využití rehabilitace nohy při nácviu stabilizačních schopností u zrakově handicapovaných osob.

### 2.2 Úkoly práce

1. prostudovat dostupnou literaturu na dané téma a zpracovat literární rešerši
2. sestavit pohybový program, vybrat vhodné probandy a seznámit je s obsahem a průběhem experimentu
3. provést vstupní měření na posturografu a Footscanu, aplikovat pohybový program na skupinu probandů a provést výstupní měření
4. zpracovat a zhodnotit výsledky obou měření, porovnat výsledky vstupního a výstupního měření

### 2.3 Hypotéza

Předpokládám, že stanoveným pohybovým programem dojde na základě změny aferentních informací z chodidla a nohy do CNS k ovlivnění stabilizační schopnosti probandů a to se projeví změnou hodnot vybraných parametrů měření na posturografu a Footscanu. Předpokládám, že změny budou pozitivní.

### 3 Teoretická část

#### 3.1 Posturální systém

Posturální systém nastavuje a udržuje konfiguraci jednotlivých segmentů těla v klidové i výchozí účelově orientované poloze (atitudě), ze které vychází pohyb. Posturální aktivita má oporný (ochranný) ráz, a proto je nazývána ereismatickým pohybem, zabraňujícím změně polohy těla. Ereismatický pohyb se projevuje staticky posturální motorikou sloužící ke stabilizaci polohy těla provázené pocitem jistoty, není téměř viditelný za normálních podmínek a stává se nápadným až při kolísání polohy provázené nejistotou z možnosti pádu (Véle, 2006).

##### 3.1.1 Postura

Slovo postura je odvozeno z anglického „posture“, jehož českým ekvivalentem je „pozice, postavení, póza či držení těla“. Ve fyzioterapii se posturou označuje zaujatá poloha těla i jeho částí v klidu (před pohybem a po jeho ukončení)(Véle, 1995). Winter (1995) popisuje posturu jako orientaci segmentů těla vzhledem ke gravitačnímu vektoru. V souvislosti s posturou hovoříme o dynamicky probíhajícím procesu přesto, že se jeví zevnímu pozorovateli jako statický (Véle, 2006). Je tomu tak proto, že tělo a jeho jednotlivé segmenty jsou drženy v zaujaté poloze aktivně, tedy činností svalů řízených centrální nervovou soustavou (CNS), neboť na tělo působí měnící se zevní síly, z nichž největší význam má podle Vařeky (2002) síla tíhová. Svaly, které udržují posturu, jsou zejména krátké intersegmentální svaly (tonické) stabilizující jednotlivé segmenty, uplatňují se ale i delší polysegmentální svaly (fázické) integrující jednotlivé segmenty do stabilizovaného celku. Nicméně primární je aktivita svalů intersegmentálních a teprve až když udržování polohy překročí jejich možnosti nebo dojde k náhlé změně podmínek, je nutný zásah silných polysegmentálních svalů fázických (Rašev, 2005; Véle, 2006).

Máme-li úmysl udělat nějaký pohyb, změní se klidová poloha (postura) v polohu pohotovostní (stand by), charakterizovanou stavem zvýšené připravenosti svalového systému k pohybu. Pohotovostní poloha přechází těsně před zamýšleným pohybem do účelově orientované polohy - atitudy, ze které zamýšlený pohyb vychází směrem k pohybovému cíli. Po skončení pohybu se vracíme zpět ke klidové poloze (Rašev, 2005; Véle, 2006). Zaujetí a udržení postury je podle Vařeky (2002) rozhodující součástí všech motorických programů.

### **3.1.2 Posturální funkce**

#### **Význam dolních končetin pro posturální funkce**

V posturální funkci působí dolní končetina jako dynamická oporná báze a současně jako aktivní systém, který udržuje a koriguje vzpřímené držení, ale i jako systém čidel posturálních změn, které se projevují změnou rozložení tlaku na chodidlech (Véle, 1995). Chodidla mají nesmírně bohatou propioceptivní, exteroceptivní i nociceptivní aferenci (Lewit, 1996) a jsou podle Gútha (1998) pro regulaci vzpřímeného stoje nesmírně důležitá.

Noha přenáší mechanicky zátěž na podložku, ale je též zdrojem informací o charakteru terénu. Při adaptaci na terén se aktivují vnitřní svaly nohy, které mají terén propioceptivně vnímat. Tyto drobné svaly nastavují profil nohy při iniciaci vzpřímeného držení. K udržování stabilní polohy ve vzpřímeném stoji, které je provázeno trvale nepatrným kolísáním mezi supinací, pronací, flexí a extenzí, slouží vnější svaly nohy. Při zhoršené posturální stabilitě pozorujeme na noze nepravdivé pohyby působené aktivitou vnějších svalů nohy, která je patrná jako hra šlach měnící konfiguraci nohy podle potřeb regulace postury (Véle, 1995).

#### **Význam pánve pro posturální funkce**

Pánev představuje opornou bázi axiálního systému (páteře, trupu, hlavy). Tato báze je pevná v poloze v sedě, ale dynamicky proměnná ve vzpřímeném stoji.

Na postavení pánve závisí postavení páteře a tvar jejího zakřivení. Na toto postavení působí svaly spojující pánev s dolními končetinami, s páteří a s hrudníkem a přes fascie až svaly ramenního pletence. Postavení pánve je podvědomě řízeno posturálním programem, který se vytváří v procesu posturální ontogeneze. Tento program se fixuje v podvědomí. Vědomě je sice možné postavení pánve měnit, podaří se to ale jenom na krátkou chvíli, pokud postavení kontrolujeme vědomím (Véle, 1995).

### **Význam páteře v posturálních funkcích**

Význam páteře pro udržení rovnováhy je často podceňován. Důležitým článkem posturální funkce, daným propioceptivní aferentací z horních obratlů a šijových svalů, je horní krční páteř. Krátké occipitální svaly obsahují nejméně čtyřikrát více proprioceptorů než ostatní příčné pruhovaná svalovina a jsou tak více svaly rovnováhy než svaly pro vykonání pohybu (Gúth, 1998). Řízení posturální funkce je iniciováno z postavení očních bulbů, z polohy hlavy dané postavením horní krční páteře, ale i distální sektory páteře se podle Véleho (1995) na procesu řízení podílejí. Lumbosakroiliakální spojení tvoří bázi páteře, a proto má rozhodující vliv na statiku. Současně přenáší pohyb z dolních končetin na páteř a působí jako tlumič nárazů. Minimální posturální reakce na páteři probíhají ještě dříve, nežli korekční mechanismy svalů nohy. Změna polohy obratlů, způsobená aktivací hlubokých svalových vrstev, tak nastává již při pouhé představě pohybu, tedy již při jeho plánování (Véle, 1995).

### **3.1.3 Řízení posturální motoriky**

Posturální motorika udržuje nastavenou polohu jednotlivých segmentů těla neustálým vyvažováním zaujaté polohy (balancováním kolem střední polohy), kterým zajišťuje pohotovost k rychlému přechodu z klidu do pohybu a naopak (Véle, 2006). Zajišťování polohy těla má reflexní charakter. Primárně je řízeno hybnými

centry mozkového kmene, především retikulární formací a vestibulárními jádry, a to prostřednictvím koordinace polohových, postojových a vzpřimovacích reflexů. Příslušná aference přichází především z proprioreceptorů a ze statokinetického čidla (Trojan, 2001).

## 3.2 Stabilita systému

### 3.2.1 Vzpřímené držení těla ve stoji

Stoj je poloha těla, při které se podstatná část jeho tíhy přenáší na dolní končetiny a ruší se tlakem nohou na podložku (Lánik, 1990). Je typem kvazistatické polohy, neboť je to aktivně držená poloha, která není nikdy dokonale nehybná (statická) (Vařeka, 2002). Také Véle (2006) hovoří o neustálém nepatrném kolísání polohy díky dynamice procesu udržování těla ve vertikále.

Vzpřímené držení těla ve stoji představuje složitou pohybovou funkci, která je základem činnosti celého lokomočního aparátu (Hlavačka, 1983), je druhově specifické pro člověka a je fixováno geneticky (Véle, 2006). Véle (2006) definuje vzpřímené držení jako uspořádání pohybových segmentů v podélné ose těla probíhající ve vertikále tak, aby vzdálenost od paty, opírající se o podložku, na které stojíme, k vrcholu hlavy byla co největší, při zachování mírných fyziologických zakřivení páteře. Blaszczyk (2001) jako vzájemný vztah segmentů těla a vertikální orientace těla v gravitačním poli. Na udržování takového postoje se podílí velký počet hierarchicky uspořádaných reflexních mechanismů, které fungují jako zpětnovazebné regulační obvody, jejichž úkolem je, prostřednictvím změn v rozložení intenzity svalového tonu, nepřetržitě směřovat těžnici těla do opěrné plochy vymezené chodidly a současně udržovat tento směr souhlasný se směrem vektoru zemské tíže (Králíček, 2002).

Systém vzpřímeného držení má tři hlavní složky - senzory, řídicí a výkonnou. Řídicí funkci zajišťuje CNS, tedy mozek a mícha (Vařeka, 2002). Ty musí prostřednictvím složky výkonné zajišťovat stabilitu zaujaté polohy při práci rukou,

ale také stabilizovat průběh změny držení a tuto situaci i krátkodobě předvídat (Véle, 1995). Výkonnou složku představuje pohybový systém (Vařeka, 2002) a především na aktivitě svalů a jejich souhře, vedle fyzikálních parametrů, závisí udržení vzpřímeného stoje (Blaczzyk, 1994; Otáhal a kol., 2003; Véle, 2006). Pouze tehdy, je-li zabezpečená dokonalá souhra svalů, které se na udržení vzpřímeného stoje podílejí a plní svou antigravitační a stabilizační funkci, můžeme se ve stoji udržet (Lánik, 1990). Specifický sensorický systém, který by informoval řídicí centra o výchylkách tělesné osy od směru vektoru gravitační síly podle Králíčka (2002) neexistuje. Ústředí podle něj přijímají informace prakticky od všech sensorických soustav. Shoduje se však s jinými autory (Nakata, Yabe, 2000; Stones, Kozma, 1987; Vařeka, 2002; Winter, 1995), že nejvíce se na udržení vzpřímeného stoje podílí tři sensorické systémy, a to zrakový, vestibulární a somatosenzorický.

Stejně jako celý motorický systém má také systém vzpřímeného držení velké kompenzační a substituční možnosti (Vařeka, 2002; Winter, 1995). Provází ho stejně jako každý pohyb aktivita smyslových receptorů. Při výpadu některé sensorické složky je pohyb nadále možný zvýšenou aktivací jiné smyslové složky (Véle, 2006). Tento výpadek se proto nemusí projevit hned, ale např. až při zvýšené zátěži, kdy dojde k dekompenzaci (Vařeka, 2002). Například zrakově postiženým a zvláště těm s kongenitální slepotou zcela chybí informace ze zrakového aparátu. Navzdory tomu jsou schopni naučit se různé pohybové dovednosti a vybudovat motorické vzory potřebné v běžném denním životě (Nakata, Yabe, 2000). Díky ztrátě zraku kladou větší požadavky na zbylé systémy, tedy somatosenzorický a vestibulární (Horvat et al., 2003). Jejich pohybová činnost a tudíž i korekce posturálních vychylek ve vzpřímeném stoji je závislá výhradně na sensorických vstupech, zajišťovaných zejména hmatem, propiocepcí, vestibulárním a sluchovým systémem. Na těchto smyslech závisí jejich schopnost chůze s bílou holí, čtení Braillovým písmem, rozeznávání předmětů apod. Aby se vyhnuli překážkám nebo zabránili pádu při chůzi s holí, stávají se více citlivými ke změnám povrchu (např. skrze chodidla) (Nakata, Yabe, 2000).

Véle (2006) ještě upozorňuje na odlišování vzpřímeného spontánního držení těla od napřímeného držení, které je vůlí vědomě kontrolováno a korigováno na rozdíl od spontánního vzpřímeného držení, které je programově fixováno. Tento postoj lze pak hodnotit buď posouzením tvaru a polohy jednotlivých segmentů (především aspekci) nebo sledováním projevů korekčních mechanismů (např. EMG, stabilometrie) (Otáhal a kol., 2003).

### 3.2.2 Stabilita z pohledu biomechaniky

Z hlediska biomechaniky má těleso položené na pevnou podložku nebo zavěšené v určitém bodě tendenci setrvat v zaujaté poloze; pokud je jeho poloha rovnovážná (Lánik, 1990). Rovnováha je takový stav tělesa, kdy silové pole tvořené všemi působícími silami má za důsledek klidový stav („nepohyb“,  $v = 0$ , statická rovnováha), nebo pohyb rovnoměrný, přímočarý ( $v = \text{konst.}$ , dynamická rovnováha). Pro dosažení tohoto stavu musí platit podmínka rovnováhy: součet všech působících sil a silových momentů se musí rovnat nule (Otáhal a kol., 2003). V poli zemské tíže působí na těleso vždy gravitace, která musí být vyrovnána reakcí, danou tlakem působícím na opornou bázi (Véle, 1995).

Stabilita v biomechanice je schopnost soustavy, systému, při působení podnětu se ustálit v rovnovážném stavu a po odeznění podnětu se vrátit do původního, výchozího stavu (Otáhal, 2001). Příkladem stabilní rovnovážné polohy je kulička nacházející se v důlku (obr. 1). Při vychýlení se kulička bude vracet zpět do výchozí pozice. Opakem je labilní poloha, pro kterou platí, že vychýlením z této polohy se těleso nevrací zpět, ale výchylka se dále zvětšuje. Příkladem může být kulička nacházející se na vrcholu kopce nebo inverzní (obrácené) kyvadlo (obr. 1). Při vychýlení ze své pozice se kulička bude vždy kutálet dolů a sama se nevrátí na výchozí pozici (Wikipedie, 2007). Pojem stability lze použít i pro pohyb. Stabilní pohyb je takový, který má lineární nebo rotační charakter a při působení síly nemění směr ani rychlost pohybu stochasticky (náhodně), ale podle určitého stanoveného a predikovaného průběhu programu (Véle, 1995).





Obr. 1 Stabilní a labilní rovnovážná poloha

Lidské tělo (ve stoji) je přirovnáváno k modelu obráceného kyvadla s malou plochu základny a vysoko uloženým těžištěm, z čehož vyplývá, že je ze své biomechanické podstaty systémem labilním nikoli stabilním (Vařeka, 2002; Lánik, 1990). Také Blaszczyk (2001) říká, že tělo ve vzpřímeném stoji je díky své vertikální orientaci, úzké oporné ploše a členité struktuře předurčeno k labilitě. Na to, aby člověk stabilizoval svou polohu, musí vyvinout určitou svalovou aktivitu. Přesto se o stabilitě těla ve fyzioterapii často hovoří. Jedná se o terminologický problém, kdy je z hlediska mechaniky tento pojem nesprávně užíván v kontextu se schopností rovnovážného vzpřímeného stoje u člověka.

Stabilita je dána množstvím práce které je potřeba vykonat, aby se těleso ze stálé rovnovážné polohy dostalo do vratké polohy (Wikipedie, 2007). Převáděno na lidské tělo, míra lability, či recipročně stability polohy těla, je dána velikostí práce, kterou je nutno vykonat, aby těžnice (spuštěná z těžiště těla) překročila hranici opěrné báze a závisí na hmotnosti, výšce těžiště nad podložkou, na velikosti a tvaru základny (Dvořák a kol., 2000; Lánik, 1990). Čím níže bude uložené těžiště, větší opěrná plocha a větší hmotnost tělesa, tím větší bude „stabilita“ těla (Véle, 1995; Dylevský a kol., 2001). Záleží také na charakteru kontaktu těla s opornou plochou, postavení a vlastnostech hybných segmentů a jak tvrdí Véle (1995), také na faktorech neurofyziologických, mezi něž řadí procesy psychické a vlivy vnitřního prostředí, faktory nastavující excitabilitu, faktory spouštějící pohybové programy a faktory zpětnovazebné.



### 3.2.3 Pojmy používané v kontextu posturální stability

Při popisu stability se setkáváme s pojmy opěrná plocha, opěrná báze, těžiště, centrum tíže a centrum tlaku, jejichž význam bývá někdy zaměňován, či ztotožňován. Proto zde uvádím jejich výklad.

#### Opěrná plocha (area of support, AS)

Opěrná plocha je plocha tvořená kontaktem jednotlivých dolních končetin s podložkou (Dvořák, 2000). Podle Vařeky (2002) je tato definice nepřesná, neboť k aktivní opoře nelze využít celou plochu kontaktu, opěrnou plochou je tedy pouze ta část plochy kontaktu, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze.

#### Opěrná báze (base of support, BS)

Opěrná báze je ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi opěrné plochy (Vařeka, 2002). Má tvar lichoběžníku s kratší zadní stranou tvořící spojnici pat. Boční strany tvoří laterální hrany nohou. Přední nejdelší část lichoběžníku tvoří spojnice hlaviček metatarzů. Přibližně do středu této oporné báze se v optimálním, nejstabilnějším případě promítá těžiště těla (Dvořák, 2000; Vele, 2006). Při stoji na jedné dolní končetině opěrná báze odpovídá přibližně opěrné ploše nebo je mírně větší, obdobně při stoji spojném. Při stoji rozkročném se opěrná báze dále zvětšuje při nezměněné opěrné ploše (Vařeka, 2002).



Obr. 2 Opěrná báze a opěrná plocha

### **Těžiště těla (Centre of mass, COM)**

Těžiště těla (COM) je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Lze ho stanovit pomocí různých experimentálních, grafických nebo matematických metod jako je vážený průměr těžišť všech segmentů těla (Vařeka, 2002; Winter, 1995). Je působištěm gravitační síly tělesa (Dylevský a kol., 2001). Když člověk stojí nachází se těžiště přibližně ve střední čáře ve výši 2. - 3. křížového obratle asi 4 - 6 cm před přední plochou obratlových těl a promítá se do základny tvořené obrysy chodidel (Dylevský a kol., 2001; Trojan, 1998). Jeho poloha však díky průběžné neuromuskulární kontrole neustále kolísá a mění se podle pohybu jeho částí (Blaszczyk, 2001; Dylevský a kol., 2001). Winter et al. (1998) udává, že poloha těžiště je nastavována skrze pohyb COP (centre of pressure) v oblasti nohou. Dylevský a kol. (2001) se shoduje s Blaszcykem et al. (1994), že na poloze těžiště je závislá stabilita těla. Buchanan a Horak (1999) dodávají, že vzhledem k umístění těžiště v oblasti trupu, je pro udržení rovnováhy důležitá právě neustálá kontrola polohy trupu.

### **Centrum tíže (Centre of gravity, COG)**

„Centrum tíže“ je vertikální průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze (Vařeka, 2002; Winter, 1995). Má podle Vařeky (2002) význam pouze ve vztahu k opěrné bázi. Ve statické poloze jako je stoj, sed atd. se COG musí vždy nacházet v opěrné bázi (Blaszczyk et al., 1994), neboť jak upozorňuje Vařeka (2002) jakmile se COG jednou ocitne mimo základnu, není již z hlediska biomechaniky možné, aby se vrátilo zpět pouze působením vnitřních sil. Je-li tedy naším záměrem udržení stoje, musí posturální rovnovážné mechanismy organismu být schopny udržet průmět těžiště v opěrné bázi. Čím více se průmět těžiště přibližuje okrajům opěrné báze, tím je udržení stability vzpřímeného stoje náročnější (Véle, 2006). Čím menší je velikost amplitudy oscilace těžiště kolem optimálního středu, čím rychleji a přesněji se tyto odchylky korigují, tím je stoj stabilnější, vyváženější (Dvořák a kol., 2000).

### Centrum tlaku (Centre of pressure, COP)

Centrum tlaku je působištem vektoru reakční síly podložky (Vařeka, 2002; Winter, 1995). Jeho polohu lze vypočítat z hodnot reakční síly naměřených v rozích silové plošiny typu Kistler, nebo vypočítat jako vážený průměr všech tlaků snímaných senzory přímo z opěrné plochy (Vařeka, 2002). Na chybu při ztotožňování COP s COG upozorňuje Winter (1995). COP je shodné s COG pouze v případě dokonale tuhého tělesa, jímž lidské tělo tvořené řadou segmentů určité není (Vařeka, 2002). K vysvětlení vztahu COP a COG v předozadním směru slouží model obráceného kyvadla (Vařeka, 2002; Winter, 1995), z něhož vyplývá, že rozsah pohybu COP vždy přesahuje pohyb COM. Tento vztah platí dle Wintera et al. (1998) i pro mediolaterální směr, COP kolísá do stran tak, aby těžiště zůstalo stále v požadované poloze uvnitř plochy mezi oběma chodidly. Poloha COP je kontrolována silou plantárních a dorzálních flexorů nohy v sagitální rovině a silou kyčelních abduktorů a adduktorů v rovině frontální (Winter et al., 1998). Změny polohy COP v klidném stoji jsou považovány za odraz neustálé řídicí činnosti CNS (Vařeka, 2002).

### 3.2.4 Stabilita vzpřímeného stoje – posturální stabilita

Jak bylo zmíněno výše, z modelu obráceného kyvadla vyplývá nestabilita těla. Ta nám však, jak říká Véle (2006), umožňuje značnou flexibilní mobilitu organismu řízenou CNS, která dokáže polohu těla účelově měnit a změnu polohy stabilizovat. Schopnost udržovat rovnováhu v podmínkách nestability patří podle něj k základním pohybovým dovednostem, vytváří se většinou podvědomě, ale lze ji zdokonalit i vědomým učením.

V literatuře se setkáváme s pojmy stabilita, posturální stabilita, stabilizace či rovnováha, v anglické literatuře pak stability, balance, equilibrium, záleží na autorovi. Jsou užívány jako synonyma a vztahovány ke schopnosti vzpřímeného stoje s minimálními viditelnými projevy korekce postury a k poloze a pohybu těžiště těla. Např. Vařeka (2002) popisuje posturální stabilitu jako schopnost zajistit

vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a neřízenému pádu. K zajištění této stability slouží postojové a vzpřimovací reflexy. Blaszczyk et al. (1994) uvádí definici stability vycházející z polohy těžiště těla a jeho kolísání v mezích opěrné plochy. Pouze zásluhou aktivní kontroly polohy těžiště těla může být celý systém stabilní. Winter (1995) uvádí pojem rovnováha (*balance*) jako termín popisující dynamiku postury těla sloužící k prevenci pádu. Véle (2006) hovoří o aktivní stabilizaci polohy těla, která je vnímána jako pocit jistoty polohy těla v prostoru, jenž je předpokladem pro provedení přesně cíleného pohybu. Tato stabilizace vzpřímeného držení závisí podle něj na schopnosti dynamického udržování stoje po delší dobu bez nápadných titubací. Rozlišuje přitom dva typy stabilizace. A sice vnitřní intersegmentální stabilizaci řízenou krátkými hlubokými stabilizačními svaly a vnější sektorovou nebo celkovou stabilizaci řízenou delšími povrchněji uloženými svaly.

Úroveň stabilizace stoje lze testovat působením zevní síly kolmo na osu těla, např. úderem na hrudník v horizontálním směru. Tento náraz poruší rovnováhu stoje, kterou dovede systém buď rychle vykompenzovat bez ukročení nebo reaguje rozšířením báze, popřípadě vzniklou nerovnováhu nestačí vykompenzovat, a potom může dojít až k pádu (Véle, 2006).

### 3.2.5 Strategie zajištění stability systému

V podstatě lze odlišit strategii statickou představující např. rovnovážné reakce (balanční mechanismy), kterými se řídicí systém snaží udržet posturální stabilitu v rámci nezměněné opěrné plochy, tedy udržet těžiště nad základnou, a strategii dynamickou s rozšířením opěrné báze (Blaszczyk et al., 1994; Vařeka, 2002; Winter, 1995). V procesu volby vhodné strategie hrají významnou úlohu aktuální fyzický i psychický stav a předchozí zkušenost (Vařeka, 2002).

Při statické strategii udržování rovnováhy se uplatňuje ve směru laterolaterálním kyčelní mechanismus (aktivita abduktorů a adduktorů kyčelních kloubů) a v předozadní rovině hlezenní mechanismus (aktivita plantárních a

dorzálních flexorů hlezna). Platí to ale pouze pro klidný stoj bez výraznějších změn působení zevní síly, s postupným zvyšováním obtížnosti situace se totiž začne i v předozadní rovině uplatňovat více strategie kyčelní (Horvat et al., 2003; Trojan, 1998; Vařeka, 2002; Winter, 1995). Dynamickou strategii zvolí řídicí systém k obnovení posturální stability, pokud je v labilních polohách hranice bezpečného udržení COG v opěrné bázi překročena, tedy pokud těžiště překročí mez, při které je ještě naděje, že se jeho projekce vrátí nad základnu. Dochází při ní k částečnému přemístění opěrné plochy, a tak ke zvětšení opěrné báze, např. úkrokem, chycením se pevné opory v okolí apod. (Pfeiffer, 1998; Vařeka, 2002; Winter, 1995). Pokud ani dynamická reakce není dostatečná ke zvládnutí situace, systém rezignuje na snahu o udržení posturální stability a přechází na program preventivního řízeného pádu. K němu patří například pohyby horních končetin ve směru pádu, které mají zmírnit dopad, chránit hlavu a obličej (Vařeka, 2002).

Obecně je známo, že stabilita ve směru předozadním je horší než stabilita stranová. Je to dáno tím, že anatomicky daná volnost pohybu dolních končetin je do stran podstatně více omezená než ve směru předozadním (Véle, 2006; Vařeka, 2002). Vzhledem k omezené ploše chodidel je také účinnost svalů hlezna podstatně menší, než účinnost svalů kyčle. Proto je také v předozadním směru výhradní použití hlezenního mechanismu omezeno jen na klidný stoj (Vařeka, 2002). Dá se říci, že korekční pohyby ve stoji probíhají disto-proximálním směrem. Při vzrůstající nestabilitě dochází nejprve k plantární flexi prstců a tím se rozšíří oporná báze směrem dopředu. Později se rozšiřuje aktivita na lýtkové svaly, pozorovatelná jako hra šlach, potom se aktivují stehenní svaly, později svaly trupové a nakonec se zapojí i horní končetiny (abdukce paží) (Véle, 2006). Kontrakce drobných nožních svalů si přitom člověk většinou ani neuvědomuje (Pfeiffer, 1998).

### 3.3 Zrak

Zrak je pro člověka důležitým smyslem. Udává se, že až 90% veškerých informací získává jeho prostřednictvím. Vidění je složitý proces. Jeho podstatou je

příjem a zpracování informačních signálů o vnějším světě ve formě fotonů viditelného světla (Králíček, 2002). Oči snímají, podobně jako kamera, optické informace z okolí. Základním úkolem zraku je sledování zevního prostředí pro orientaci v prostoru, zejména pozorování pohybujících se objektů, které mohou znamenat jak pomoc, tak i nebezpečí. Zrak sleduje pohybující se objekt a CNS vyhodnocuje směr a rychlost jeho pohybu vzhledem k pozorujícímu. Tato činnost umožní předpověď pohybu sledovaného objektu a hodnocení jeho chování v nejbližší budoucnosti (Véle, 2006).

### 3.3.1 Zrakové postižení

Termínem zrakové vady se označují nedostatky zrakové percepce různé etiologie i rozsahu. Rozlišuje se základních pět skupin postižení zraku (Květoňová-Švecová, 2000):

1. ztráta zrakové ostrosti
2. postižení šíře zorného pole
3. okulomotorické poruchy
4. obtíže při zpracování zrakových informací
5. poruchy barvocitu

Zrakově postižení (ZP), správněji osoby se zrakovým postižením, jsou lidé s různými druhy a stupni snížených zrakových schopností. Úžeji se tímto termínem rozumí ti, u nichž poškození zraku nějak ovlivňuje činnosti v běžném životě a u nichž běžná optická korekce nepostačuje. Skupinu těžce zrakově postižených můžeme dále dělit na nevidomé a slabozraké. Při očním vyšetření se zkoumá zraková ostrost vyjádřená tzv. visem udávaným zpravidla ve zlomku, kde první číslo znamená vzdálenost v metrech, ze které dotyčný čte a druhé číslo pak vzdálenost, ze které čte tu samou velikost písmene člověk s nepostiženým zrakem. Vyšetření zrakové ostrosti do dálky se provádí nejčastěji na Snellových optotypech,

což jsou tabulky s řadami postupně se zmenšujících znaků. Dalším zkoumaným parametrem je velikost zorného pole. Toto pole může být v důsledku zrakové vady zúženo, omezeno nebo v něm může docházet k lokálním výpadkům tzv. skotomům. Podle výsledků oftalmologického vyšetření je možno zrakově postiženého člověka zařadit do některé z pěti následujících kategorií zrakového postižení (Schneider, Pešák, 2007).

**Kategorie 1, střední slabozrakost:**

Zraková ostrost s nejlepší možnou korekcí: max. menší než 6/18 (0,30), min. rovné nebo lepší než 6/60 (0,10); 3/10 - 1/10

**Kategorie 2, silná slabozrakost:**

Zraková ostrost s nejlepší možnou korekcí: max. menší než 6/60 (0,10), min. rovné nebo lepší než 3/60 (0,05); 1/10 - 1/20

**Kategorie 3, těžce slabý zrak:**

- a) Zraková ostrost s nejlepší možnou korekcí: max. menší než 3/60 (0,05), min. rovné nebo lepší než 1/50 (0,02); 1/20 - 1/50
- b) Koncentrické zúžení zorného pole obou očí pod 20° nebo jediného funkčně zdatného oka pod 45°

**Kategorie 4, praktická nevidomost:**

Zraková ostrost s nejlepší možnou korekcí 1/60 (0,02), 1/50 až světlocit nebo omezení zorného pole do 5° kolem centrální fixace, i když centrální ostrost není postižena.

**Kategorie 5, úplná nevidomost:**

Ztráta zraku zahrnující stavy od naprosté ztráty světlocitu až po zachování světlocitu s chybnou světelnou projekcí.



### 3.3.2 Vliv zraku na stabilitu stoje

Zrak informuje o prostoru zevního prostředí a výrazně ovlivňuje stabilizační proces (Véle, 2006). V multisenzorickém procesu posturální stability hraje důležitou roli (Paulus et al., 1984; Nakata, Yabe, 2000), ale jak tvrdí Brandt (1986) ne nezbytnou. Vypovídají o tom prováděné studie, i když ne všechny. Očima se opíráme o pevné body zevního prostředí a získáváme tak posturální jistotu, ale, jak říká Véle (2006), i nejistotu např. při chůzi po úzké stezce nad propastí. U nevidomých osob tato tzv. zraková opora o opěrné body v prostoru, tj. více méně nevědomá fixace očima na pevné body horizontu, která má při udržování stability značný význam, chybí. Z toho vyplývá možnost ztráty stability a nevidomými lidmi popisované iluze váhové ztráty, pocitu nerovnováhy a lehkosti (Wiener, 2006).

Optická aference, a stejně tak i akustická, umožňuje anticipaci vhodného držení a příslušného stabilizačního mechanismu postupem dopředné vazby podle informací přicházejících ze zevního prostředí telereceptorem, který umožňuje krátkodobé předvídání situace a tím včasnou předvolbu vhodného posturálního programu (Véle, 1995). Nevidomí lidé jsou tedy v tomto ohledu odkázáni pouze na sluch, který je ovšem neinformuje o povrchu a změně terénu, jeho nerovnostech apod., aby se na blížící se situaci mohli připravit, své rovnovážné kompenzační mechanismy tudíž spouští až ve chvíli, kdy cítí narušení rovnováhy (Horvat et al., 2003).

Názory na to, jak vyřazení zraku ovlivní „stabilitu“ stoje jsou různé. Véle (2006) tvrdí, že stabilita vzpřímeného stoje se vyřazením zrakové kontroly nemá výrazněji ovlivnit a objeví-li se při zavření očí kolísání stoje provázené zvýšenou hrou šlach nebo rozšířením báze, je to již známkou zhoršené stabilizace stoje. To také vyplývá z výsledků Winterovi studie (1998), které ukazují, že v klidovém stoji není rozdíl v míře stability při otevřených a zavřených očích, nezdá se tudíž, že by zrak v klidném stoji hrál při stabilizaci stoje výraznou roli. Podle Hlavačky (1983), který se zabýval vlivem změny zrakové a propioceptivní aferentace na vzpřímený stoj, se při zavření očí zhoršuje stabilita stoje asi o 50%. A naopak přídavná zraková zpětná



vazba zlepšuje stabilitu stoje v průměru o 20%. Účast zraku je podle něj v procesu regulace stoje výraznější v případě narušení propioceptivní činnosti např. stojem na molitanové podložce. Paulus et al. (1984) hovoří o závislosti stability stoje na zrakové ostrosti, říká že s klesající zrakovou ostrostití postupně narůstá posturální nerovnováha. Poukázal také na lineární závislost stranového kolísání těla ve stoji na vzdálenosti pozorovaného objektu. Výchylky těla se podle něj se vzrůstající vzdáleností předmětu snižují.

Sledováním schopnosti rovnováhy u skupiny nevidomých a vidících dětí se zabýval Javůrek (1991). Mezi oběma skupinami nezjistil žádný rozdíl rovnovážných schopností, z čehož usoudil, že i zrak, jakožto nejcitlivější zdroj aference, může být nahrazen funkcí nebo přizpůsobením ostatních aferentních systémů. Ke stejnému závěru došel také Horvat et al. (2003), který se dále zaměřil na to, jakou strategii k udržení rovnovážného stoje zrakově postižení využívají. Zjistil, že na rozdíl od vidících osob, ZP inklinují při snaze o udržení rovnováhy stoje více ke kyčelní strategii. Na to, že stabilita stoje u zrakově postižených není horší než u lidí zrakově nepostižených poukazuje také Nakata a Yabe (2000). Ti, krom jiného, testovali rychlost reakce nevidomých a vidících na vychýlení při naklonění plošiny, na které stáli. Zjistil, že slepí reagují (uvědomí si narušení rovnováhy) prokazatelně rychleji než normálně vidící lidé a přisuzují to vyšší závislosti na somatosenzorickém systému v běžném životě. Naopak lidé normálně vidící se více spoléhají na zrak, a to i v situacích, kdy by mohli využít jiný senzor. Pyykko et al. (1991) tvrdí, že při ztížení podmínek např. změnou propiocepce při stoji na měkké podložce je stabilita zrakově postižených prokazatelně lepší než stabilita vidících. Stabilitou u ZP se zabývali také Stones s Kozmou (1987), jejichž výsledky jsou zcela opačné. K testování stability využil zkoušku stoje na jedné dolní končetině u skupiny zcela nevidomých a skupiny lidí se zbytky zraku. Porovnávali časy, jak dlouho probandi takto vydrželi stát. Zjistili sice, že není rozdíl v provedení zkoušky mezi kongenitálně nevidomými a těmi, co ztratí zrak v průběhu života. Nicméně, probandi se zbytky zraku byli schopni stát na jedné končetině delší dobu než ti, co byli zcela nevidomí. Zároveň lidé bez zrakové poruchy vydrželi stát na jedné dolní končetině déle, než lidé se

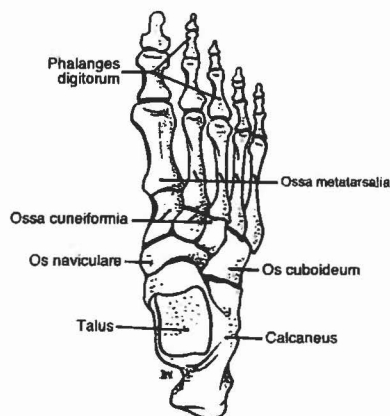
zrakovou poruchou. Jeho výsledky tak podporují tvrzení, že zrakové podněty jsou důležitým zdrojem zpětné vazby rovnovážných schopností a naopak nepřináší důkaz o tom, že by zrakově postižení kompenzovali deficit zraku činností ostatních systémů.

### 3.4 Noha

Během evoluce si člověk osvojil bipedální postoj a noha převzala náročnou dvojí úlohu: nesení váhy celého těla a vykonávání komplexu pohybů potřebných pro chůzi, běh atd. (Calais, 1993). Aby se ruce uvolnily od přesouvání se v prostoru a mohly plnit jiné úlohy, musel se člověk dokázat stabilně postavit na vlastní nohy. V minulosti lidé žili jako nomádi, na věčné pouti. Usadili se teprve po poslední době ledové, asi před 6000 lety. Přibližně před sto lety člověk nakonec zmučoval na moderního „sedavce“ za úřednickým stolem, před televizí nebo v autě. Následkem toho jsou dramatické změny nohy a celé lidské pohybové soustavy. Zdravé nohy však potřebují pohyb. I „neběžci“ se za svého života přiblíží k počtu asi 160 milionů kroků (Larsen, 2005).

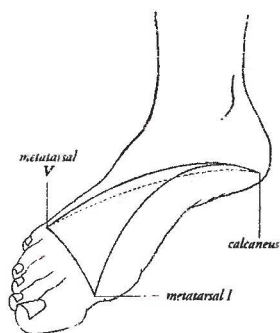
#### 3.4.1 Anatomie nohy

Struktura dolní končetiny od kotníku dolů - nohy - je komplikovaná. Skládá se z 26 kostí, 31 kloubů, 20 krátkých vnitřních svalů, více jak 100 vazů, složitá síť cév, šlach a nervů (Calais, 1993; Tourles, 1998). Celý komplex je rozdělen do tří strukturálně-funkčních oddílů. Zánoží tvořené dvěma největšími tarzálními kostmi, talem a calcaneem, středonoží tvořené kostí loďkovitou (*os naviculare*), krychlovou (*os cuboideum*) a třemi klínovitými kostmi (*ossa cuneiformia*) a přednoží sestávajícího z kostí nártních a článků prstů (Sammarco, 1995; Vařeka, Vařeková, 2003).



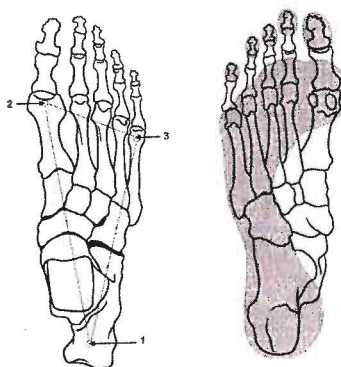
Obr. 3 Kostra nohy

Kostra nohy spolu s uspořádáním vazů a šlach vytváří klenbu nohy. Tato klenba tlumí otřesy, zmírňuje dopady a nárazy spojené s každým krokem, umožňuje noze flexibilitu a rozkládá hmotnost těla (Calais, 1993; Tourles, 1998). Klenbu tvoří tři oblouky: mediální, laterální a příčný. Mediální oblouk tvoří calcaneus, talus, os naviculare, os cuneiforme mediale, (plus intermedium a laterale dle Sammarca, 1995), 1. metatarz (1. - 3. dle Sammarca, 1995), čtyři vazy (lig. talocalcaneum, lig. calcaneonaviculare a drobné vazy spojující os cuneiforme, os naviculare a metatarz) a čtyři svaly (m. abductor hallucis, m. tibialis posterior, m. peroneus longus, m. flexor hallucis longus). Oblouk laterální není tak vysoký a viditelný jako ten mediální. Na rozdíl od mediálního oblouku je v kontaktu se zemí. Tvoří ho calcaneus, os cuboideum a pátý metatarz (čtvrtý a pátý dle Sammarca, 1995), dlouhý plantární vaz, lig. calcaneocuboideum a plantární aponeuráza, m. peroneus brevis a m. peroneus longus. Transverzální oblouk je nejzřetelnější ve střední části metatarzů, více na mediální straně. Podpírají ho m. adductor hallucis, m. peroneus longus, m. tibialis posterior a mm. interossei (Calais, 1993; Sammarco, 1995). Příčné klenutí podle Larsena (2005) existuje pouze při odlehčeném přednoží. Pod zátěží se úplně zploští, hluboké drobné svalstvo prstů při tom pružně povolí a funguje jako tlumič nárazů. Při odrazu se nahromaděná energie opět uvolní, což dodá noze silový impuls i lehkost. Při rytmickém opakování tak vzniká v noze vlnovitý pohyb.



Obr. 4 Klenba nohy

Díky klenutí nohy je váha těla ve stoji rozložena mezi tři body (pilíře), opírající se o podložku v podobě trojnožky. Největší zátěž je na tuberositě calcaneu, druhým nosným bodem je hlavička prvního metatarzu a třetím hlavička pátého metatarzu (Calais, 1993; Tourles, 1998; Švejcar, 2005; Vařeka, 2003; Véle, 2006). Švejcar (2005) udává poměr rozložení zátěže  $\frac{1}{2}$ ,  $\frac{1}{3}$  a  $\frac{1}{6}$  mezi patou, palcovým a malíkovým metatarzem.



Obr. 5 Rozložení zátěže v opěrné bázi

Nožní klenba se pro izometrickou aktivitu svalů udržujících klenbu snižuje delším stáním. Naopak chůze má na její udržení příznivý vliv (Véle, 2006). Larsen (2005) tvrdí, že zaklínění klenby drží díky protichůdnému šroubování (torzi) přední a zadní části nohy. Zadní část nohy se otáčí ven (supinace), přední část dovnitř (pronace), hroty klínovitých kostí drží pevně pohromadě a vytvářejí optimální stabilitu. Jestliže torze ochabne, oslabí se i zaklínění, hroty klínovitých kostí se rozpojí a nožní klenba se stává nestabilní.

Svaly na noze se dají rozdělit do dvou skupin. Na dlouhé zevní svaly, které jsou lokalizovány v oblasti lýtka a bérce, a krátké vnitřní svaly lokalizované v oblasti vlastní nohy (Calais, 1993; Sammarco, 1995; Véle, 2006). Vnitřní svaly nohy se aktivují při adaptaci na terén, jehož nerovnosti proprioceptivně i taktálně vnímají. Tyto drobné svaly nastavují profil nohy při iniciaci vzpřímeného držení. Vnější svaly nohy jednak slouží k udržování stabilní polohy ve vzpřímeném stoji, které je provázeno trvale nepatrným kolísáním mezi supinací, pronací, flexí a extenzí nohy, mají vliv i na udržení nožní klenby vestoje, která je ovlivňována i polohou hlavice femuru v kyčelním kloubu. Slouží i k odvíjení chodidla při chůzi (Véle, 2006).

### 3.4.2 Funkce nohy

Celá dolní končetina představuje nedílnou jednotku jak anatomickou, tak funkční, kde tvar a funkční stav jedné části ovlivňuje postavení i funkci jiných částí těla, tedy pánve, celé páteře i horních končetin. Noha zprostředkovává styk těla s terénem, po kterém se pohybujeme. Chodidlo představuje bázi, o kterou se člověk opírá ve stoje a mění její zatížení při pohybu. Je jednak orgánem pohybu (lokomoce), ale i orgánem, který podává mozku svými kožními, šlachovými, svalovými i kloubními nervovými receptory informace o prostředí, na kterém stojí, o jeho měkkosti, kluzkosti, teplotě či sklonu. Podílí se tak v koordinaci se zrakem a ústrojím statickým na orientaci v prostoru, udržení rovnováhy a realizuje pokyny ke změně těžiště. Noha je schopna uchopovat aktivně terénní nerovnosti, dodává tak potřebnou oporu a umožňuje přizpůsobit stoj a pohyb podloží, po kterém se pohybuje – chůzi po nakloněné rovině, ze svahu, po zamrzlém terénu a pod. Noha v podstatě rozděluje zatížení těla a sama je v různých svých částech při pohybu rozdílně zatěžována. Svým tukovým polštářem a jeho uspořádáním chrání tělo spolu se sdruženou funkcí dolních končetin a páteře před násilnými otřesy. I když se během vývoje noha stala více orgánem podpurným, může díky značné funkční adaptabilitě nahradit v případě nouze i úchopovou funkci ruky. (Šťastná, 2007; Véle, 2006).

### 3.4.3 Hmatová funkce nohy u ZP

Osoby s těžkým zrakovým postižením poznávají okolní svět především pomocí hmatu. Hmatové vjemy jim poskytují v porovnání s plně funkčním zrakovým vnímáním menší množství informací o bezprostředním okolí lidského těla, jsou však přesnější než informace získané sluchem (Keblová, 1999).

Pro možnost získávání informací o kvalitě a struktuře povrchu, po kterém se osoba ZP pohybuje, je důležité hmatové vnímání z plosky nohy. Změny povrchu pomáhají při orientaci v prostoru, upozorňují na překážky v cestě apod. (Keblová, 1999). Wiener (2006) však uznává, že hmatová práce nohou je při výcviku mobility ZP poměrně nedoceňována, což může být dáno přístupem fyzioterapie k ZP, který podle Wienera (2007) značně pokulhává a práce s nohou se tak stává jakýmsi „luxusem“ v celkové péči. Přitom lze podle něj tímto způsobem získat mnoho cenných informací, mnohdy daleko spolehlivěji a přesněji než holí.

### 3.4.4 Somatosenzorický systém

Jak bylo zmíněno výše, somatosenzorický systém se spolu se zrakovým a vestibulárním aparátem podílí na udržení vzpřímeného stoje. Tento systém zahrnuje kožní cití, tedy vnímání mechanických, tepelných a bolestivých podnětů (taktilní cití, termocepce, nocicepce) a propiocepci. Taktilní receptory se nacházejí v kůži, reagují na mechanické podněty působící na povrch těla a patří k nim Merkelovy disky, Meissnerova tělíska, Ruffiniho tělíska a Vater - Paciniho tělíska (Králíček, 2002). Propriocepci popsal koncem 19. století Brit Charles Sherrington jako "vědomí relativní polohy trupu a končetin v prostoru". Je to jakési fyzické vnímání svého "já", „Proprio-“ znamená „sebe“, „-cepce“ znamená „přijetí“, „vnímání“. Dohromady tedy slovo propiocepce znamená vnímání sama sebe, díky němuž s pomocí zraku a citu pro rovnováhu člověk cítí své tělo jako svoji proprietu = vlastnictví (Brožík, 2004; Larsen, 2005). Mezi proprioceptory patří svalová vřetenka a Golgiho šlachová tělíska a také tělíska lokalizovaná v kloubních pouzdrech a vazech, podobná



Ruffiniho a Vater - Paciniho tělískům (Králíček, 2002). Proprioceptivní ochranné reflexy mohou být vycvičeny, na tom se zakládají všechny preventivní metody na podporu koordinace nohy (Larsen, 2005).

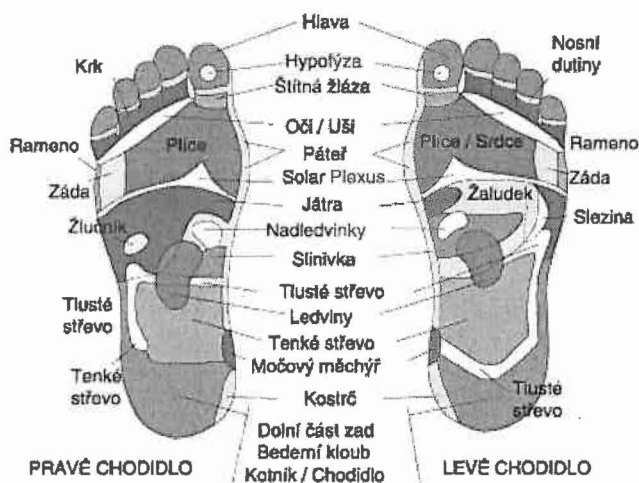
Chodidla mají nesmírně bohatou aferenci proprioceptivní, exteroceptivní i nociceptivní (Lewit, 1996). A právě tyto receptory jsou kromě kožních receptorů a receptorů šijového svalstva z hlediska aferentace velmi potřebné pro regulaci stoje. Mechanoreceptory plosky nohy jsou kromě toho důležitým informačním systémem pro centrální nervový systém o tlaku a tvaru podložky (Gúth, 1998).

Receptory plosky nohy lze facilitovat různými způsoby, např. stimulací kožních receptorů nebo, což je podle Jandy (1992) výhodnější, aktivací svalů nohy. Janda využívá aktivaci hlavně m. quadratus plantae s vytvořením zvýrazněné klenby nohy tzv. malé nohy. Tím dojde ke změně postavení prakticky všech kloubů nohy, změně rozložení tlaků v kloubech a ke změněnému napětí ve vazech a svalech, což příznivě ovlivňuje proprioceptivní signalizaci a vede ke zlepšení stability (Janda, Vávrová, 1992). Švejcar využívá tzv. tříbodovou oporu nohy a balanční sandál s podporou pod vrcholem klenby nohy, což umožní rozložení zátěže mezi patu, palcový a malíkový metatarz v poměru  $\frac{1}{2}$ ,  $\frac{1}{3}$  a  $\frac{1}{6}$ . Nastavením dílčí atitudy chodidla se podle něj upraví i celkové držení těla (Švejcar, 2006).

### 3.4.5 Význam nohy v reflexní terapii

Chodidla mohou hrát významnou roli také v dosažení a udržení lepšího zdraví a pohody. Představují totiž jakýsi dokonalý mikrokosmos nebo minimapu těla. Všechny orgány, žlázy a jiné části těla jsou na chodidle rozloženy ve stejném uspořádání jako odrazy/reflexy příslušných částí těla. Reflex je bezděčná nebo podvědomá reakce na určitý podnět. V reflexologii, když jsou stimulovány reflexy na chodidlech, je vyvolávána bezděčná reakce v orgánech a žlázách spojených energetickými drahami s těmito specifickými reflexy. Cílem reflexologie je návrat k homeostáze - stavu rovnováhy. Nejdůležitějším krokem k dosažení tohoto cíle je

snížení napětí a navození relaxace, uvolnění. Když je tělo uvolněné, může krev bez překážek proudit a dodávat do buněk potřebné živiny a kyslík a tělesné orgány se mohou navrátit do normálního stavu a efektivně fungovat (Dougans, Ellis, 1991).



Obr. 6 Reflexní zóny na chodidlech

Schématy znázorňující léčebné postupy prostřednictvím chodidel vznikala ve starém Egyptě již před 4000 lety. Masáž chodidel se praktikovala rovněž v Indii a v Číně. V době, kdy se v Číně prosazovala akupunktura, byla masáž určitých reflexních bodů na nohou jednou z uznávaných léčebných metod. Počátkem 20. století americký lékař William Fitzgerald zjistil, že masáže nohou mohou ovlivnit fungování orgánů. Rozdělením lidského těla do několika zón dal základ dnešní reflexní terapii, kterou později rozpracoval jeho kolega dr. Joe S. Riley (Schaeferová, 2007).

### 3.4.6 Vliv obuvi na nohu

Člověk je od přírody uzpůsoben k chůzi naboso, při které nerovnosti půdy a kamínky samy automaticky masírují všechny receptory na chodidlech. V současném světě je však zem, po které chodíme zpravidla vyrovnaná a vyasfaltovaná a k tomu téměř nikdy nechodíme bosí. Pevné boty, které nosíme, mají zabránit poranění



planty, fungují však spíše jako dlaha, která brání adaptační funkci nohy, zabraňují přirozené masáži receptorů chodidla a navíc často omezují krevní oběh v noze. Důsledkem nevhodné obuvi jsou špatně prokrvené studené nohy, poruchy v odpovídajících receptorech a orgánech, deformace prstů a celého chodidla, otláčky a kuří oka atd. (Masafretová, 2002; Véle, 2006).

Průměrné nohy jsou uvězněny v botách šestnáct hodin denně. Špatně padnoucí obuvi lze připisovat přibližně 80 % všech problémů nohou. O negativním vlivu obuvi svědčí i fakt, že jen necelá tři procenta domorodých obyvatel (z nichž většina chodí bosá) mají problémy s nohama (Tourles, 1998).

## **4 Praktická část**

### **4.1 Výzkumná metodologie**

Práce je koncipovaná jako experiment s využitím pretestu a posttestu. Jedná se o kauzální vztah mezi pohybovým programem a hodnotami parametrů, získanými z měření na Kistler desce a Footscanu. Zvolený pohybový program zde představuje nezávisle proměnnou. Za cílovou proměnnou považuji hodnoty naměřených parametrů z Kistler desky a Footscanu (Jeřábek, 1992).

### **4.2 Organizace výzkumu**

Pohybový program trval pět týdnů. Jeho součástí byla instruktážní hodina jeden až dvakrát týdně a každodenní samostatné cvičení probandů. Program probíhal vždy individuálně v místě bydliště probanda. Měření na posturografu a Footscanu se konalo v laboratoři sportovní motoriky na FTVS UK vždy v tentýž den pod vedením PaedDr. Novákové a Ing. Zahálky. První měření proběhlo 3. a 10. 5. 2007 a druhé kontrolní měření 14. a 18. 6. 2007, vždy dopoledne mezi 10 a 12 hod. Na fakultu se probandi dostavili sami.

### **4.3 Výzkumný soubor**

Experimentu se zúčastnilo 6 osob ve věku 27 - 39 let, 3 muži a 3 ženy. Dva probandi byli zcela nevidomí (kategorie zrakového postižení 5), ostatní čtyři měli zbytky zraku (kategorie ZP 3). Kromě poruchy zraku byli všichni probandi zdraví, žádný z nich neprovozoval v době experimentu ani v minulosti pravidelnou sportovní aktivitu, pouze nárazově se všichni věnovali rekreační cykloturistice. Také výskyt jakýchkoliv deformit nohou, bolestí, poruch prokrvení či citlivosti nebo jiných patologií v oblasti dolních končetin nebyl v souboru zaznamenán.

Proband č.	Pohlaví	Kategorie ZP	Věk [roky]	Hmotnost [kg]	Výška [cm]
1	Ž	5	30,7	61,9	174,2
2	Ž	3	30,0	63,9	160,0
3	Ž	3	27,0	49,3	152,2
4	M	3	39,9	78,4	181,9
5	M	3	29,8	62,2	178,5
6	M	5	28,2	77,7	170,5

#### 4.4 Měřicí procedury

##### 4.4.1 Posturografie (stabilometrie) - Kistler deska

Statická posturografie představuje rychlou neinvazivní diagnostickou metodu, která umožňuje sledovat pohyby těla vzhledem k opěrné bázi a měřit parametry stoje. To nám dává určitou představu o úrovni stabilizačních mechanismů, které zajišťují udržování rovnováhy ve vertikální poloze (Véle, 1995; Vyšata, 1993).

Pro měření byla použita silová plošina Kistler, obdélníková plošina 60 x 40 cm, která má v rozích umístěné čtyři senzory, jež snímají reakční sílu. Z naměřených hodnot lze vypočítat COP (centre of pressure - působiště reakční síly podložky) jako dvourozměrnou veličinu se souřadnicemi, které udávají polohu COP na ploše (Vařeka, 2002). Rozdíly tenze v jednotlivých rozích jsou hodnoceny v krátkých časových intervalech (20 ms) jako vektory v osmi základních směrech. Součet velikostí vektorů za 1 s je hodnocený jako dráha. Složka vektoru promítajícího se na osu  $x$  je načítána jako boční výchylka COP, složka vektoru orientovaná ve směru osy  $y$  jako předozadní výchylka COP. Dále je hodnocen poměr těchto výchylek. Vedle plochy měřené v  $\text{mm}^2/\text{s}$  lze poměrem hodnot dráhy a plochy při otevřených a zavřených očích vypočítat tzv. Rhombergerův quotient dráhy a plochy, který vypovídá o vizuální stabilizaci stoje (Kapteyn et al., 1983; Vyšata a kol., 1993).

Abychom mohli zajistit porovnatelnost měření, musíme zaručit konstantní velikost oporné báze a konstantní okolní prostředí. Dále musíme zajistit konstantní polohu končetin, páteře a hlavy. Vyšetřovaný stojí v klidné místnosti s dostatečným osvětlením v definovaném vzpřímeném stoji s nohama na vyznačených místech platformy v připažení a dívá se na pevný bod ve výši očí asi ve vzdálenosti cca 1 - 1,5 metrů. Během vyšetření nesmí být rozptylován dotazy nebo sledováním hovoru atd. Za těchto podmínek je variabilita křivky úměrná stabilizační schopnosti posturálního systému. Lze porovnat stupeň stability při otevřených nebo zavřených očích, při záklonu nebo předklonu hlavy, při rozšíření nebo zúžení oporné báze, při pohledu na změnu okolního prostředí nebo sledovat reakci na labilní oporu, pohyb oporné báze nebo stoj na pěnové gumové podložce apod. Zpracování a vyhodnocení naměřených dat se provádí výpočetní technikou, která umožňuje disponovat výsledky ještě v průběhu vyšetřování (Kapteyn, 1983; Véle, 1995).



Obr. 7 Dynamometrická plošina Kistler

### Popis měření

Měření proběhlo u každého probanda dvakrát. Poprvé před zahájením pohybového programu a podruhé po jeho skončení, o pět týdnů později. Posturografický záznam byl měřen ve čtyřech (u osob nevidomých) resp. šesti pozicích (u osob se zbytky zraku). V každé pozici měla testovaná osoba setrvat po dobu 30 s. Měření probíhalo bez bot, pouze v ponožkách a bylo zahájeno vždy až ve chvíli, kdy proband ohlásil, že dosáhl požadovanou polohu.

*Pozice č. 1:* Široký postoj s očima otevřenými (sp-oo), chodidla postavena rovnoběžně na šířku boků. Paže volně podél těla (týká se všech pozic).

*Pozice č. 2:* Široký postoj s očima zavřenými (sp-zo), netýká se osoby 1 a 3.

*Pozice č. 3:* Úzký postoj s očima otevřenými (up-oo), chodidla postavena rovnoběžně, co nejvíc u sebe tak, aby se končetiny nedotýkaly vnitřními kotníky a koleny.

*Pozice č. 4:* Úzký postoj s očima zavřenými (up-zo), netýká se osoby 1 a 3.

*Pozice č. 5:* Stoj na levé dolní končetině (ln), tak aby se mírně pokrčená volná dolní končetina nedotýkala stojné.

*Pozice č. 6:* Stoj na pravé dolní končetině (pn), tak aby se mírně pokrčená volná dolní končetina nedotýkala stojné.

### **Hodnocené parametry**

V každé z testovaných pozic byly vyhodnoceny změny následujících parametrů stabilizace stoje: směrodatná odchylka boční (sdL) a předozadní (sdAP) výchylky COP, která určuje rozmezí, v němž nejčastěji probíhají výchylky; rychlost výchylek COP v bočním (vL) a předozadním (vAP) směru a celková plocha statokineziogramu (As).

Vzhledem k tomu, že většina probandů nebyla schopna udržet se ve stoji na jedné dolní končetině po dobu 30 s bez dotyku druhostranné končetiny o zem, výsledky měření z těchto pozic jsem nehodnotila z důvodu jejich zkreslení. Pouze uvádím, zda proband zkoušku provedl či nikoliv.

### **4.4.2 Footscan systém**

Tento způsob přístrojového měření využívá desek („koberců“), v nichž se na rozdíl od Kistler desky nachází velké množství tlakových snímačů po celé ploše desky. Tyto desky umožňují podrobnější analýzu rozložení tlaků pod každou nohou i pod jejími částmi (Vařeka, 2002).



K měření byl použit Footscan system RScan International. Součástí systému je měrná plošina dodávaná ve třech základních velikostech, spojená s měřicí a vyhodnocovací jednotkou (počítačem) a různé typy software, díky čemuž systém nachází široké uplatnění v různých oborech. Na měrné plošině jsou umístěny senzory kryté polymerovou vrstvou a ochranným gumovým kobercem. Program umožňuje okamžitě disponovat naměřenými daty, zaznamenává zatížení ze senzorů a na jejich základě vypočítává polohu COP vzhledem k souřadnicové síti. Po skončení měření zobrazil (v našem případě) v okně v barevné škále rozložení zatížení pod ploškami spolu s jednotlivými parametry měření a grafické znázornění časového průběhu polohy COP v ose  $x$  (boční) a  $y$  (předozaďní) a rychlosti pohybu COP (Rscan International, 2007; Vařeka, 2004).



Obr. 8 Footscan system

### Popis měření

Měření probíhalo stejným způsobem jako měření na posturografu, ve stejných pozicích, za stejných podmínek, vždy tentýž den. Vzhledem k výše uvedeným okolnostem bylo při druhém (výstupním) měření zcela vynecháno testování ve stoji na jedné dolní končetině a hodnotily se pouze výsledky měření z pozic 1 - 4.

### Hodnocené parametry

V testovaných pozicích 1 - 4 byly hodnoceny změny následujících parametrů měření: maximální vzdálenost krajních hodnot v bočním ( $\max \Delta x$ ) a předozadním ( $\max \Delta y$ ) směru a celková dráha COP (total travelled way) a rozložení zatížení na ploskách.

## 4.5 Pohybový program

Pohybový program trval pět týdnů. Byl zaměřen na stimulaci receptorů plosky a aktivaci svalů nohy cvičením. Důležitou součástí cvičení bylo vnímání postavení nohy, kontaktní plochy s podložkou, změn v rozložení zatížení chodidla, vnímání aktivity či uvolnění svalů nohy při jednotlivých cvicích, a to především z důvodu nemožnosti zrakové kontroly pohybu. Celý program byl složen ze známých terapeutických postupů, jednotlivé cviky byly převzaty z dostupné literatury, případně modifikovány dle schopností probanda.

Při prvním setkání byli probandi informováni o průběhu cvičení a obdrželi potřebné pomůcky - krabičku s oblými kamínky, měkký masážní míček a míček s bodlinami („ježek“). Samotné cvičení probíhalo vždy individuálně v místě bydliště probanda, kam jsem za jednotlivými probandy docházela jeden až dvakrát týdně podle potřeby cca na 1 hodinu. Součástí této hodiny byla příprava na cvičení v podobě uvolnění měkkých tkání a kloubů nohy měkkými a mobilizačními technikami dle Lewita, protažení zkrácených svalů a instruktáž či později korekce cviků. Samostatně pak probandi cvičili každý den, přičemž cviky si mohli libovolně rozložit do průběhu dne tak, aby každý cvik odcvičili alespoň 3x za den. Doporučený počet opakování jednotlivých cviků v sérii byl 3 - 5x, mohl se však měnit v závislosti na svalové únavě, pohybových schopnostech probanda apod.

**Tři části programu** (viz. Příloha 3)

1. optimalizace poměrů na periférii pro zlepšení aference
  - a) techniky měkkých tkání k úpravě svalového tonu

b) mobilizační techniky v oblasti nohy dle Lewita k uvolnění kloubních blokády a obnovení joint play

c) protažení zkrácených svalů (instruktáž + autoterapie)

## 2. stimulace mechanoreceptorů plosky

a) vsedě na židli válení masážního míčku s bodlinami („ježek“) nohou několikrát v průběhu dne

b) přešlapování po oblázcích vždy ráno a večer cca 5 - 10 minut

## 3. cvičení pro aktivaci svalů nohy a zlepšení vnímání vjemů z nohy

### Popis cviků

Výchozí pozicí při cvičení byl vzpřímený sed nebo stoj (snaha, aby vzdálenost mezi patami a vertexem vstoje nebo sedacími hrboly a vertexem vsedě byla co největší při zachování fyziologických křivek páteře v sagitální rovině, *tah za temenem vzhůru*). Cvičení bylo zahájeno protažením zkrácených svalů v případě potřeby a aktivním rozcvičením zejména kotníků analytickými cviky (flexe, extenze, inverze, everze, kroužení v kotníku..).

### 1. cvičení vsedě

- úchop různých drobných předmětů - tužka, měkký masážní míček, ručník... - *trénink úchopové funkce nohy, aktivace nohy (Hadraba, 2002)*
- „pídálka“ - nohy spočívají nezatížené na zemi, sunout nohy směrem vpřed a později i vzad flexí v základních kloubech prstů - *posílení drobných svalů nohy, povzbuzení unavených nohou (Larsen, 2004)*
- válení míčku s hladkým nebo drsným povrchem v sepnutých ploskách s opřením o podložku, střídavý pohyb jedna noha dopředu a druhá současně dozadu (*Hadraba, 2002*)
- tříbodová opora nohy - koleno v ose mezi kyčelním a hlezenním kloubem, proband se snaží o současný kontakt paty, prvního a pátého metatarzu s podložkou na jedné dolní končetině (DK) při zachování postavení kolenního kloubu, prsty jsou uvolněné, při cvičení se vějířovitě rozkládají do šířky,



druhá DK volně spočívá na podložce; terapeut facilituje cvičení kontaktem svými prsty v místech opory o podložku, slovním doprovodem; proband se snaží vnímat rozdíly opory nohy, postavení kotníku a kolene a zafixovat si je (Švejcar, 2006)

## 2. cvičení vstoje

- stoj, přenášení váhy střídavě nad špičky a paty tak, aby celé chodidlo zůstalo po celou dobu cvičení v kontaktu s podložkou - *uvědomění si zatížení různých částí chodidla*
- stoj, přenášení váhy střídavě na laterální a mediální okraj chodidla - *uvědomění si laterální a mediální hrany chodidla + příprava na následující cvik*
- stoj, přenášení váhy střídavě na vnější okraje pat, poté na vnitřní, snažit se zastavit pohyb při získání pocitu, že paty stojí rovně (ani valgozita, ani varozita), poprosit druhou osobu o kontrolu postavení, takto setrvat 30 s a poté nohy uvolnit; nesmí dojít ke ztrátě kontaktu palce nohy s podložkou během cvičení - *uvědomění si postavení paty a celého chodidla (Larsen, 2004)*
- stoj, proband se snaží vytvořit třibodovou oporu na obou DK, pro cvičení platí stejná pravidla jako při nácviku vsedě
- navazuje na předchozí cvik: stoj, pravá DK mírně vpřed, pokrčená, váha rozložena rovnoměrně na obě končetiny, utvořit třibodovou oporu pravé nohy, koleno v ose kyčel - kotník, udržovat fyziologická zakřivení páteře, ramena volně spuštěná, hlava v protažení páteře, tah za temenem vzhůru + postupné přenášení váhy na pravou DK, levá DK zůstává stále v kontaktu se zemí (Švejcar, 2006 - modifikace)
- stejné cviky prováděné ve stoji na karimatce - *zvýšení náročnosti předchozích cviků*

#### 4.6 Analýza experimentálně získaných dat

Data získaná z měření na posturografu a footscanu byla zpracována v příslušných programech a převedena do grafu. Z výsledných grafů byly programem automaticky odečteny hodnoty sdAP, sdL, vAP, vL a As v případě posturografie a max  $\Delta x$ , max  $\Delta y$  a celkové dráhy COP u footscanu. Tyto hodnoty jsem dále zpracovala v programu Microsoft Excel do výsledkových tabulek a sloupcových grafů.

## 5 Výsledky

Výsledky jsem z důvodu nízkého počtu probandů a nehomogenity skupiny hodnotila porovnáním číselných hodnot jednotlivých parametrů vstupních a výstupních měření u každého probanda.

### 5.1 Hodnocení změn sledovaných parametrů posturografie

Výsledky jednotlivých probandů z obou měření na Kistleru a změny hodnocených parametrů ve všech měřených pozicích uvádím v tab. 1 a tab. 2 a na obr. 9 a 10. Za výraznou změnu považuji (dle klinických zkušeností Dr. Novákové) pokles či nárůst hodnot sdAP a sdL minimálně o 1 mm, vAP a vL o 0,5 mm/s a As o 100 mm<sup>2</sup>. Tyto změny jsou v tabulce barevně zvýrazněny, a to v případě snížení hodnoty zeleně a v případě zvýšení červeně. V grafech jsou tyto hodnoty ohraničeny od ostatních červenou linií.

proband	pozice	sdL [mm]			sdAP [mm]			vL [mm/s]			vAP [mm/s]			As [mm <sup>2</sup> ]		
		před	po	rozdíl	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl
1	sp-oo	2,13	1,8	0,33	0,57	0,6	-0,03	9,8	10,1	-0,3	8,7	9,3	-0,6	241	227	14
	up-oo	2,07	1,97	0,1	2,17	1,95	0,22	8,9	10,4	-1,5	10,2	9,9	0,3	418	427	-9
2	sp-oo	0,91	2,3	-1,39	0,4	0,6	-0,2	9,6	10,2	-0,6	9,3	9	0,3	134	271	-137
	sp-zo	0,91	2,29	-1,38	1,62	0,81	0,81	9,3	10,2	-0,9	9,5	8,7	0,8	252	298	-46
	up-oo	2,83	2,19	0,64	1,84	2,43	-0,59	10	10,5	-0,5	10,2	10,4	-0,2	501	490	11
	up-zo	2,32	1,5	0,82	3,51	2,1	1,41	10,1	9,2	0,9	10,1	9,8	0,3	658	348	310
3	sp-oo	0,71	1,41	-0,7	2,33	0,92	1,41	9,3	9,6	-0,3	9,6	9,1	0,5	267	240	27
	sp-zo	1,28	1,53	-0,25	0,79	1,5	-0,71	9,8	8,9	0,9	9,1	9,8	-0,7	192	307	-115
	up-oo	1,32	1,6	-0,28	1,46	1,49	-0,03	9,4	10,2	-0,8	9,6	10,2	-0,6	274	309	-35
	up-zo	1,88	1,96	-0,08	1,82	1,63	0,19	10	10,1	-0,1	9,9	10	-0,1	360	386	-26

Tab. 1 Výsledky měření na posturografu - ženy

proband	pozice	sdL [mm]			sdAP [mm]			vL [mm/s]			vAP [mm/s]			As [mm <sup>2</sup> ]		
		před	po	rozdíl	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl
4	sp-oo	0,51	1,85	-1,34	2,41	2,71	-0,3	8,7	9,1	-0,4	10,4	11,1	-0,7	292	465	-173
	sp-zo	1,4	0,73	0,67	4,57	2,56	2,01	9,3	9	0,3	11,7	11,2	0,5	653	331	322
	up-oo	1,97	3,11	-1,14	3,14	3,07	0,07	8,9	12,1	-3,2	10,2	12,6	-2,4	490	769	-279
	up-zo	3,33	2,27	1,06	1,89	2,54	-0,65	9,9	11,7	-1,8	9,7	12	-2,3	547	546	1
5	sp-oo	0,77	1,23	-0,46	1,02	1,13	-0,11	9,2	8,9	0,3	9,3	9,2	0,1	165	224	-59
	sp-zo	1,07	1,76	-0,69	0,86	0,44	0,42	9,2	9,7	-0,5	8,8	8,8	0	165	217	-52
	up-oo	1,37	1,04	0,33	1,98	1,37	0,61	9,7	9,3	0,4	9,2	9,2	0	355	220	135
	up-zo	1,29	1,27	0,02	1,19	1,46	-0,27	9	10,1	-1,1	9,2	9,4	-0,2	247	279	-32
6	sp-oo	1,28	1,17	0,11	1,88	1,03	0,85	9,5	10,7	-1,2	9,9	9,7	0,2	305	238	67
	up-oo	2,05	1,72	0,33	2,34	1,95	0,39	10,4	10,3	0,1	9,4	9,8	-0,4	467	392	75

Tab. 2 Výsledky měření na posturografu – muži

### Proband 1

U této osoby došlo při druhém měření v sp-oo ke zvýšení rychlosti v předozadním směru o 0,6 mm/s a v up-oo ke zvýšení rychlosti v bočním směru o 1,5 mm/s. Ostatní změny jsou nevýrazné.

### Proband 2

V pozici sp-oo se při druhém měření zvýšila rychlost v bočním směru o 0,6 mm/s a také se zvětšila plocha statokineziogramu ze 134 mm<sup>2</sup> na 271 mm<sup>2</sup>, což může být dáno větší výchylkou v bočním směru (sdL). Při zavření očí se opět zvýšila vL o 0,9 mm/s, ale zároveň se o 0,8 mm/s snížila vAP. V up-oo došlo opět ke zvýšení rychlosti v bočním směru z 10 mm/s na 10,5 mm/s. V nejnáročnější poloze up-zo došlo paradoxně ke snížení všech hodnot, z čehož výrazná je zejména změna

rychlosti vL o 0,9 mm/s a zmenšení plochy As na téměř polovinu původní hodnoty. Odpovídají tomu také nižší hodnoty výchylek v obou směrech.

### **Proband 3**

V první měřené pozici (sp-oo) se snížila rychlost vAP o 0,5 mm/s. V testu bez zrakové kontroly se vAP o 0,7 mm/s naopak zvýšila, ale snížila se vL o 0,9 mm/s. Zvětšila se také plocha statokineziogramu ze 192 mm<sup>2</sup> na 307 mm<sup>2</sup> a to díky zvětšení předozadní výchylky. V up-oo došlo ke zvýšení rychlostí v obou směrech (vL o 0,8 mm/s a vAP o 0,6 mm/s. V poslední pozici up-zo se hodnoty sledovaných parametrů téměř nezměnily.

### **Proband 4**

U této osoby došlo v pozici sp-oo ke zvýšení vAP z 10,4 mm/s na 11,1 mm/s a zvětšení plochy statokineziogramu o 173 mm<sup>2</sup>, danému pravděpodobně zvětšením boční výchylky o 1,34 mm. V pozici sp-zo se naopak hodnoty všech parametrů snížily, výrazné je snížení předozadní výchylky o 2,01 mm, vAP o 0,5 mm/s a As o 322 mm<sup>2</sup>. V pozici up-oo a up-zo vzrostla vAP (o 2,4 mm/ a 2,3 mm/s) i vL (o 3,2 mm/s a 1,8 mm/s), v poloze s otevřenými očima se navíc zvětšila také As (ze 490 mm<sup>2</sup> na 769 mm<sup>2</sup>), což lze opět přičíst větší boční výchylce (změna o 1,14 mm). Celkově se dá říci, že tato osoba dosáhla při druhém měření lepších výsledků v pozicích se zavřenými očima.

### **Proband 5**

U této osoby došlo v obou pozicích se zavřenými očima ke zvýšení rychlosti vL o 0,5 mm/s v širokém postoji a o 1,1 mm/s v úzkém postoji. V up-oo se zmenšila plocha As z 355 mm<sup>2</sup> na 220 mm<sup>2</sup>, čemuž odpovídají také nižší (i když ne výrazně) hodnoty sdL a sdAP. K jiným výrazným změnám v testech nedošlo.



### Proband 6

K výrazné změně došlo pouze v sp-oo, kde se zvýšila rychlost vL o 1,2 mm/s. Ostatní změny v dalších testech jsou minimální.

### Shrnutí

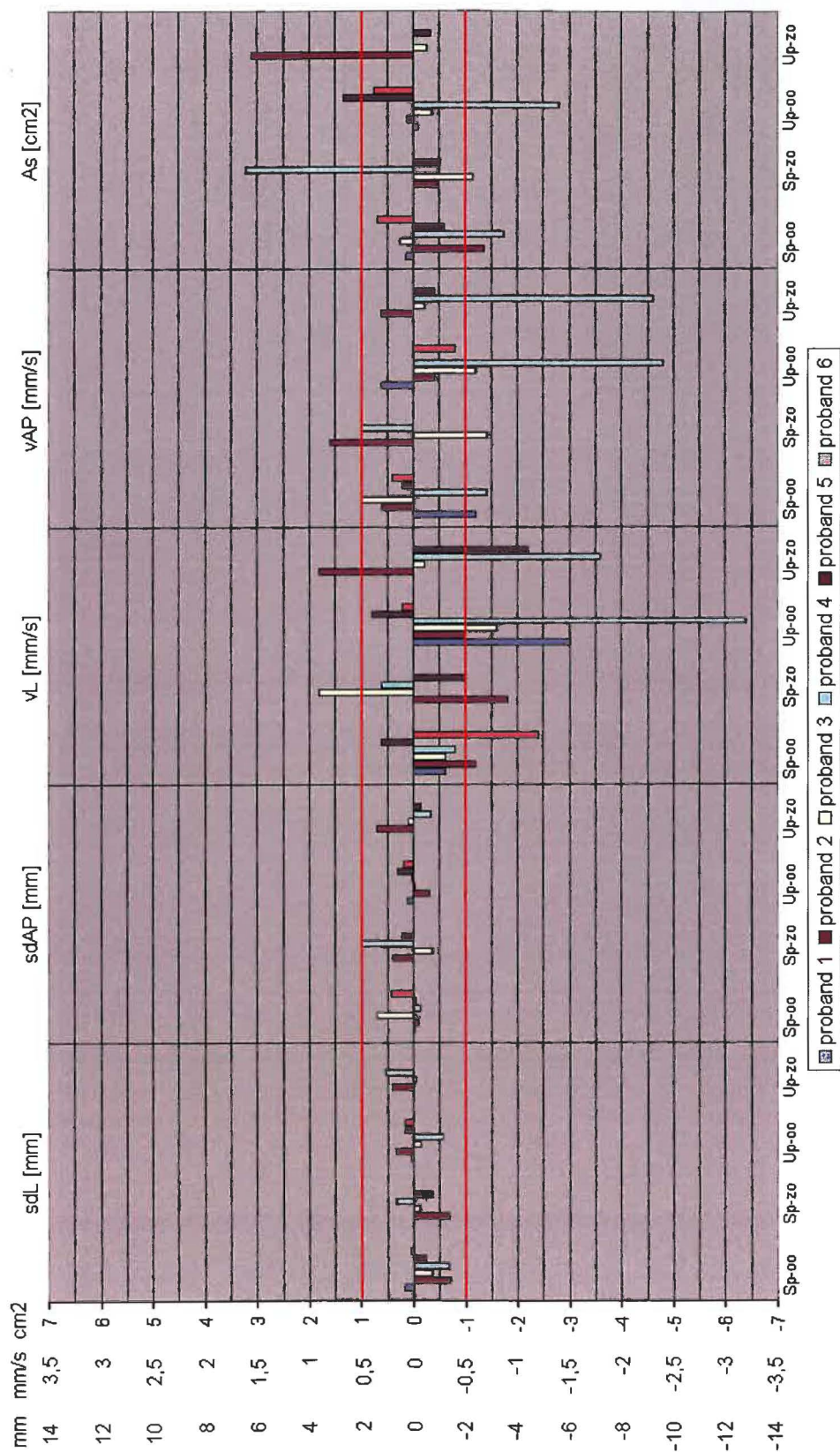
V parametru směrodatné odchylky boční a předozadní výchylky (sdAP a sdL) došlo celkem k osmi výrazným změnám, z čehož ve čtyřech případech se zvětšila výchylka sdL, v jednom se sdL snížila a ve třech případech se snížila výchylka sdAP. Až na jednu se všechny tyto změny týkají probandů 2 a 4.

K největším změnám došlo v obou rychlostech vyrovnávání výchylek (vL a vAP), kde se vL změnila u 60% (12) případů, z čehož v 50% (10) se zvýšila a v 10% (2) snížila. Rychlost vAP se změnila ve 45% (9) případů, z toho ve 30% (6) se zvýšila a v 15% (3) se snížila. Z celkových 21 změn vL a vAP je 76% (16) záporných (zvýšení rychlosti) a pouze 24% (5) kladných (snížení rychlosti). Nejvíce vzrostla hodnota vL v pozici up-oo - u čtyř probandů - v ostatních pozicích (sp-oo, sp-zo, up-zo) vzrostla vždy u dvou probandů. Rychlost vAP vzrostla více v pozicích s otevřenými očima (sp-oo, up-oo) - vždy u dvou probandů, v pozicích se zavřenými očima pak vždy u jednoho probanda.

Celková plocha statokineziogramu (As) se výrazně změnila pouze v 7 z 20 možných případů (35%). Z toho ve třech případech se plocha zmenšila (15%), ve čtyřech zvětšila (20%). U tří případů je zvětšení As způsobeno zvýšením boční výchylky (sdL).

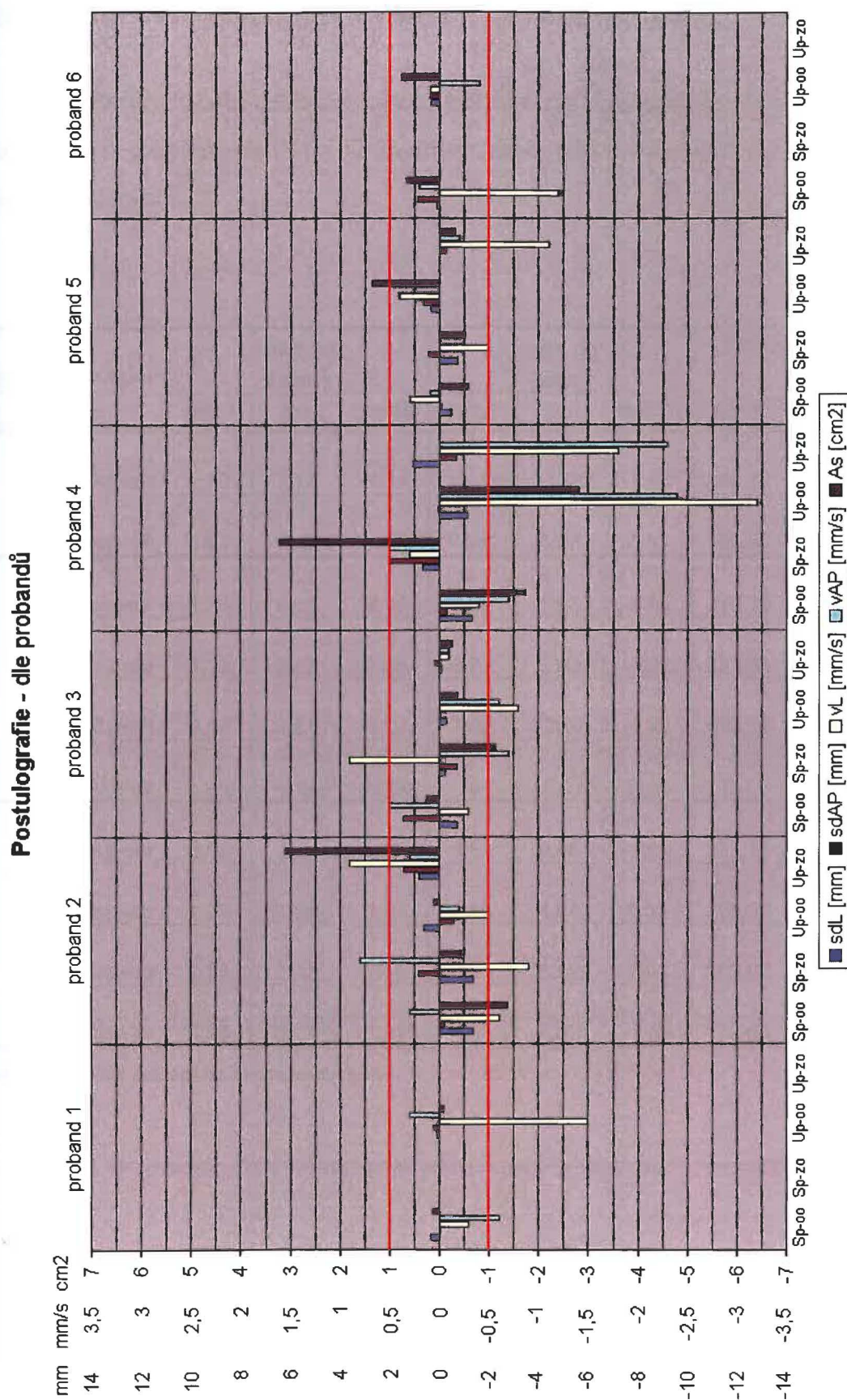
Při vstupním měření byli schopni stoje na LDK i PDK po dobu 30 s dva probandi se zbytky zraku (3, 5). Při závěrečném měření na posturografu byli schopni stoje na LDK po dobu 30 s dva probandi se zbytky zraku (2, 5) a jeden nevidomý (1) a na PDK dva probandi (3 a 5). Schopnost stoje na jedné dolní končetině (pouze levé) se tedy zlepšila u dvou probandů.

Postulografie - dle měření



Obr. 9 Grafické znázornění změn jednotlivých parametrů posturografie





Obr. 10 Grafické znázornění změn parametrů posturografie u jednotlivých probandů



## 5.2 Hodnocení změn sledovaných parametrů měření na Footscanu

Výsledky tohoto měření a změny hodnocených parametrů jsou uvedeny v tab. 3 a 4 a znázorněny na obr. 11 a 12. Pozitivní změny jsou v tabulce zvýrazněny zeleně, negativní červeně.

proband	pozice	max $\Delta x$ [mm]			max $\Delta y$ [mm]			celková dráha COP [mm]		
		před	po	rozdíl	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl
1	sp-oo	2,99	7,17	-4,18	10,78	16,41	-5,63	258,07	302,24	-44,17
	up-oo	8,61	5,8	2,81	13,81	6,23	7,58	182,88	196,4	-13,52
2	sp-oo	1,84	4,83	-2,99	2,28	7,83	-5,55	312,79	144,71	168,08
	sp-zo	4,13	3,47	0,66	8,71	8,93	-0,22	273,96	145,93	128,03
	up-oo	8,57	9,21	-0,64	7,02	12,67	-5,65	189,59	156,52	33,07
	up-zo	x	13,64	-13,64	x	11,37	-11,37	x	157,91	-157,91
3	sp-oo	3,67	2,5	1,17	5,52	9,46	-3,94	233,15	183,45	49,7
	sp-zo	2,02	3,08	-1,06	5,19	4,64	0,55	225,57	166,9	58,67
	up-oo	3,38	2,92	0,46	3,83	3,82	0,01	165,98	123,41	42,57
	up-zo	4,98	6,27	-1,29	4,33	7,02	-2,69	178,95	132,66	46,29

Tab. 3 Výsledky měření na Footscanu - ženy

proband	pozice	max $\Delta x$ [mm]			max $\Delta y$ [mm]			celková dráha COP [mm]		
		před	po	rozdíl	před	po	rozdíl	před	po	rozdíl
4	sp-oo	3,23	4,66	-1,43	9,43	7,39	2,04	306,73	461	-154,27
	sp-zo	5,26	2,47	2,79	7,39	4,94	2,45	260,97	436,86	-175,89
	up-oo	7,41	9,92	-2,51	9,52	8,44	1,08	202,69	256,23	-53,54
	up-zo	10,14	16,16	-6,02	9,79	13,6	-3,81	197,2	245,22	-48,02
5	sp-oo	1,98	2,47	-0,49	3,4	3,83	-0,43	260,38	137,29	123,09
	sp-zo	1,16	0,71	0,45	3,25	3,19	0,06	248,49	115,77	132,72
	up-oo	4,35	2,36	1,99	3,64	2,01	1,63	167,22	105,72	61,5
	up-zo	7,96	2,24	5,72	5,14	3,25	1,89	149,66	115,04	34,62
6	sp-oo	3,27	3,33	-0,06	5,8	4,74	1,06	192,7	152,91	39,79
	up-oo	4,12	1,98	2,14	6,45	3,63	2,82	169,67	128,19	41,48

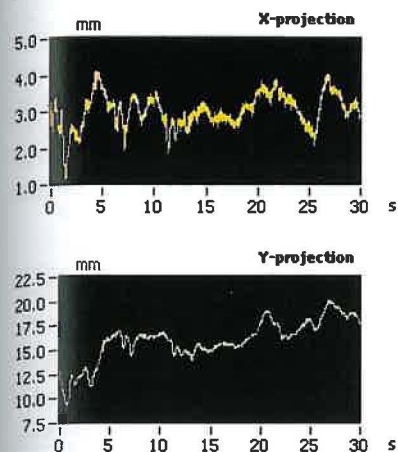
Tab. 4 Výsledky měření na Footscanu - muži

### Proband 1

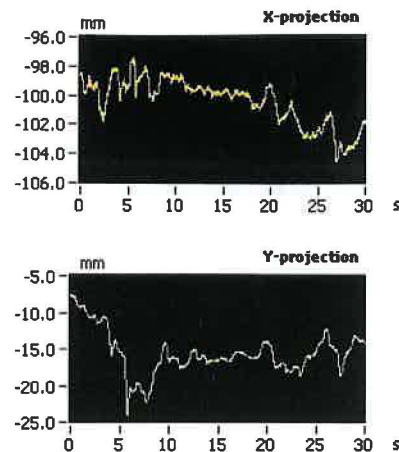
U této osoby došlo při druhém měření v sp-oo ke zvýšení hodnoty boční i předozadní výchylky o 4,18 mm a 5,63 mm. Průběh prvního měření v sp-oo znázorňuje graf 1.1a. Křivka v obou osách má plynulý vodorovný průběh. Na záznamu ze druhého měření (graf 1.2a) jsou vidět větší výchylky v ose  $x$  v prvních a posledních deseti sekundách. V ose  $y$  je vysoká hodnota max  $\Delta y$  způsobena jedním výrazným výkyvem v začátku měření. Tyto změny se projeví v celkové dráze COP, které se zvýšila o 44,17 mm.

## Vliv stimulace receptorů nohy pohybovým programem na stabilizaci stoje u zrakově postižených osob

graf 1.1 a

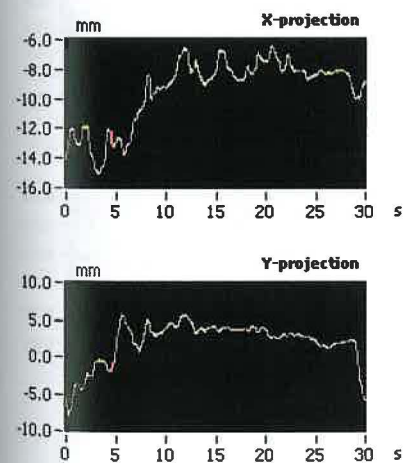


graf 1.2 a

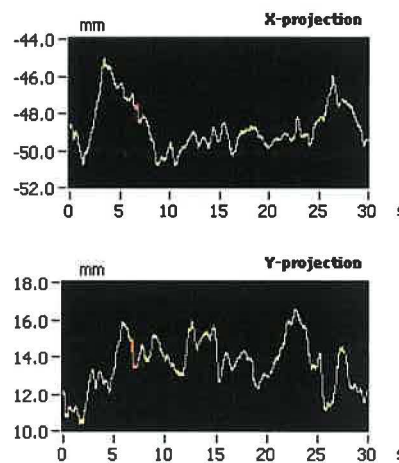


Naopak v up-oo se obě výchylky (max  $\Delta x$  a max  $\Delta y$ ) snížily o 2,81 mm a 7,58 mm, vysoké hodnoty výchylek z prvního měření jsou dány zejména průběhem křivky v první třetině záznamu (graf 1.1b). Na grafu z druhého měření (graf 1.2b) má křivka, až na jeden větší výkyv přibližně v páté sekundě, jasný trend. Celková dráha COP se přesto mírně (o 13,52 mm) zvětšila.

graf 1.1 b



graf 1.2 b



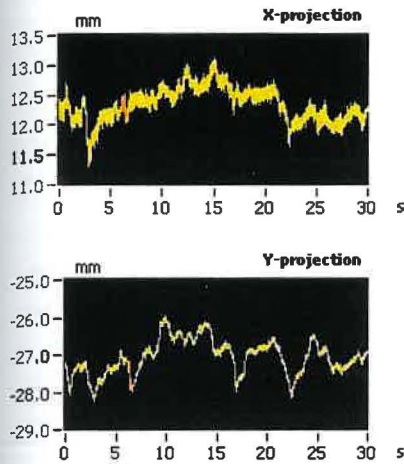
### Proband 2

V sp-oo se obě výchylky ve druhém měření zvětšily (o 2,99 mm a 5,55 mm), celková dráha se však snížila o více než polovinu. Důvod zvýšení obou výchylek je patrný z grafů (2.1a, 2.2a) průběhu polohy COP. Křivka z prvního měření má, oproti té ze druhého měření, plynulý horizontální průběh s minimálními výchylkami.

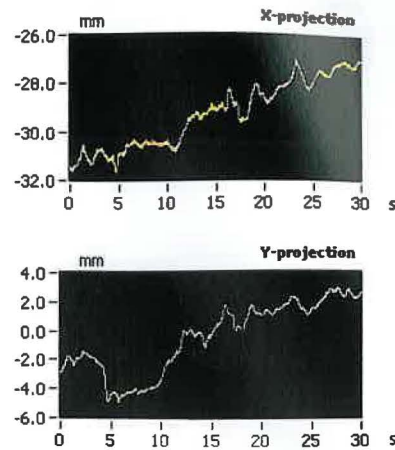


## Vliv stimulace receptorů nohy pohybovým programem na stabilizaci stoje u zrakově postižených osob

graf 2.1a

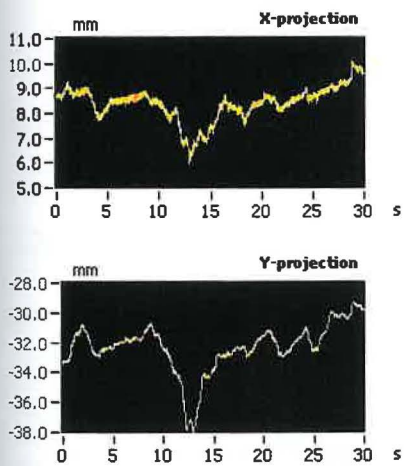


graf 2.2a

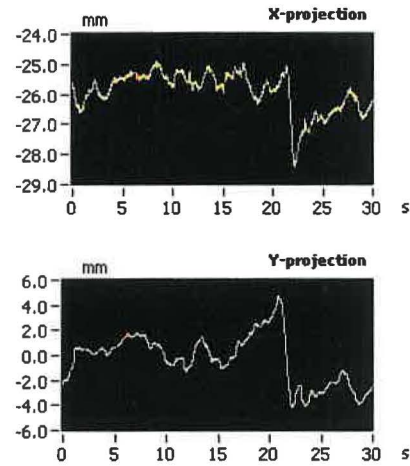


Ve stejné pozici se zavřenýma očima se hodnoty výchylek téměř nezměnily, také oba grafy (2.1b, 2.2b) mají podobný průběh, vždy až na jeden výkyv plynulý, vodorovný. Celková dráha se však u druhého měření snížila téměř na polovinu.

graf 2.1 b

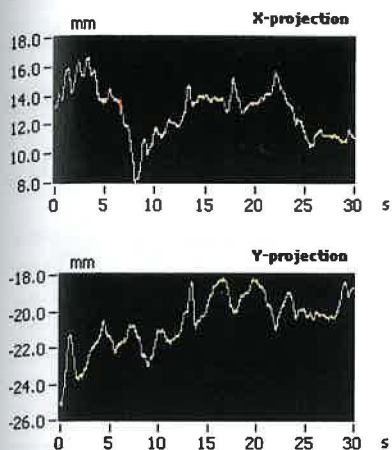


graf 2.2 b

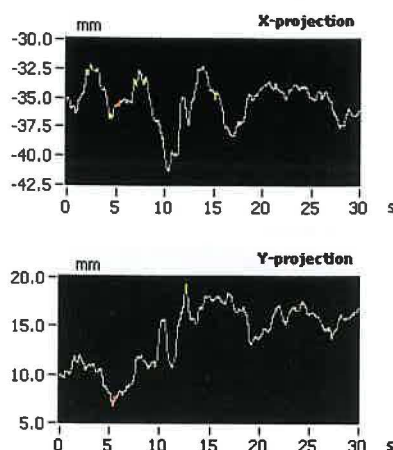


V up-oo došlo opět ke snížení celkové dráhy COP, i když ne tak výrazně jako v předchozích dvou pozicích. O 5,56 mm se zvýšila výchylka v ose y, kterou způsobily větší výkyvy zejména v první polovině záznamu. Zvýšila se také boční výchylka, avšak pouze o 0,64 mm.

graf 2.1 c



graf 2.2 c

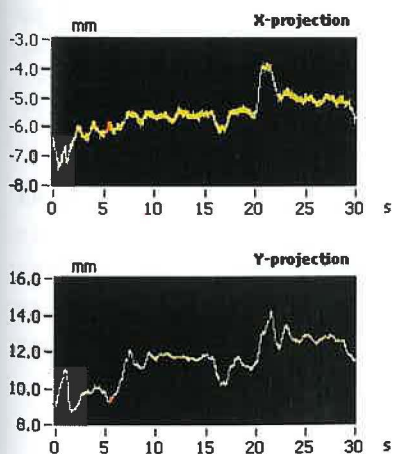


Polohu up-zo jsem z důvodu chybějícího záznamu z prvního měření nehodnotila.

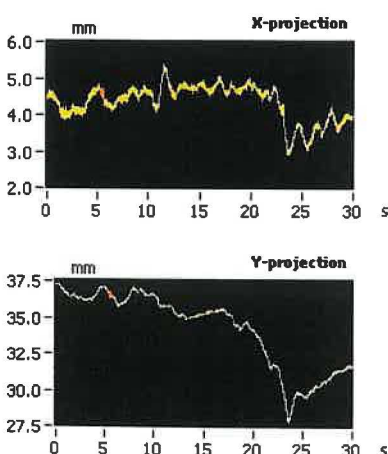
### Proband 3

Z grafu 3.2a (sp-oo) je patrné, že mezi 20. a 25. sekundou došlo k většímu vychýlení, které způsobuje navýšení hodnoty  $\max \Delta y$  (o 3,94 mm), ovšem jinak má křivka kontinuální průběh s minimálními výchylkami, a proto se také mohla snížit celková dráha COP. V ose  $x$  se výchylka mírně snížila (o 1,17 mm), oba grafy (3.1a, 3.2a) mají ale v této ose podobný trend.

graf 3.1a



graf 3.2a

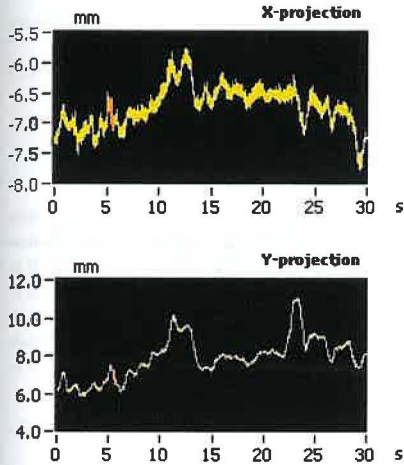


Při zavření očí se zvýšila výchylka v ose  $x$ , ovšem tato změna (1,06 mm) je minimální. Výchylka v ose  $y$  se naopak nepatrně (o 0,55) snížila. Obě křivky (graf

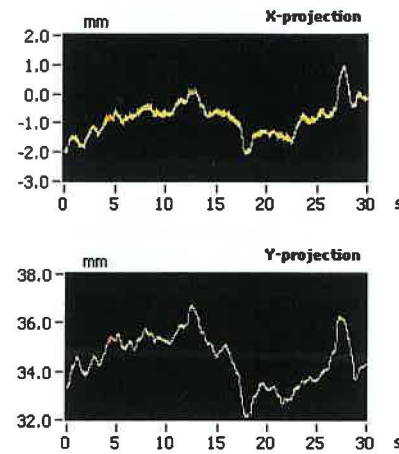
## Vliv stimulace receptorů nohy pohybovým programem na stabilizaci stoje u zrakově postižených osob

3.1b a 3.2b) mají zejména v ose  $x$  podobný charakter, v obou případech (v prvním i druhém měření) jsou zřetelné větší výkyvy v ose  $y$  oproti  $x$ . I zde se celková dráha COP snížila.

graf 3.1 b

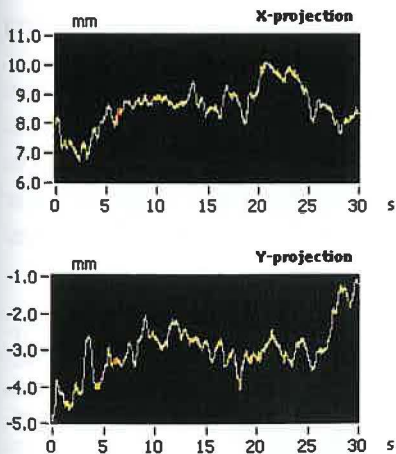


graf 3.2 b

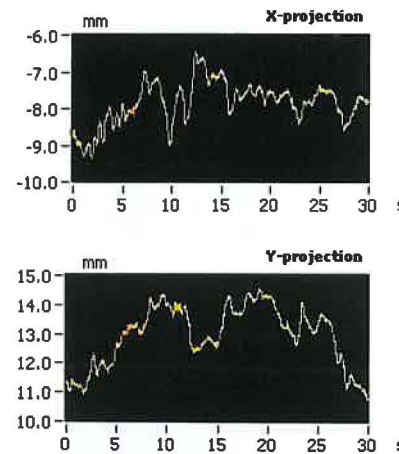


V úzkém postoji (up-oo) se výchylky téměř nezměnily, při druhém měření sice došlo k mírnému zakolísání mezi desátou a patnáctou sekundou (graf 3.2c), ovšem na konečné hodnoty to vliv nemělo. Navíc celková dráha se opět snížila (o 42,57 mm).

graf 3.1 c



graf 3.2 c



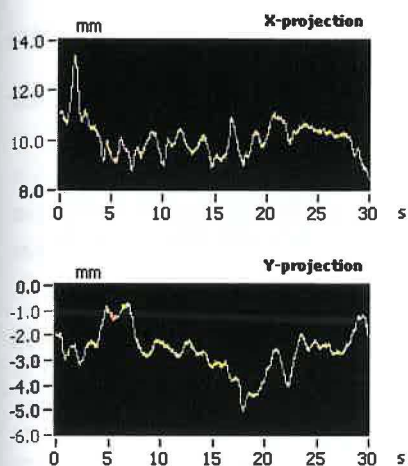
Při zavřených očích se oproti počátečnímu měření hodnoty výchylek sice zvýšily, a to zejména v ose  $y$  (o 2,99 mm), ovšem z grafu (3.2d) je patrné plynulé



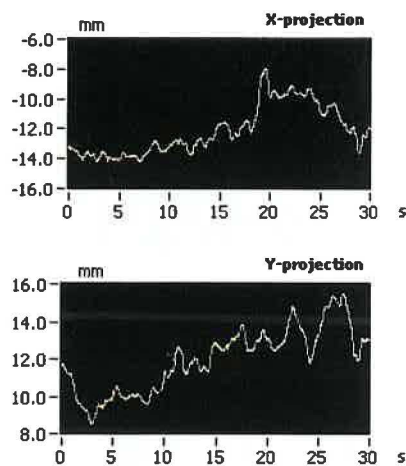
## Vliv stimulace receptorů nohy pohybovým programem na stabilizaci stoje u zrakově postižených osob

udržování postoje, obě křivky se nijak výrazně neliší od původního stavu (3.1d), navíc i v této pozici se snížila celková dráha COP (o 46,29 mm).

graf 3.1 d



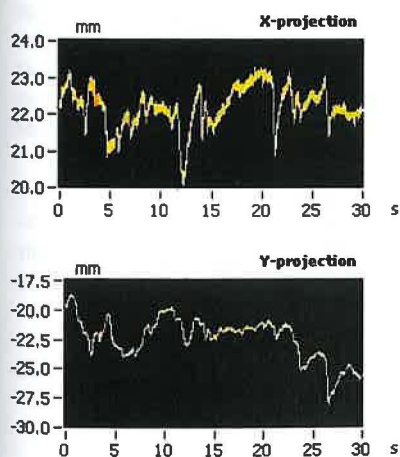
graf 3.2 d



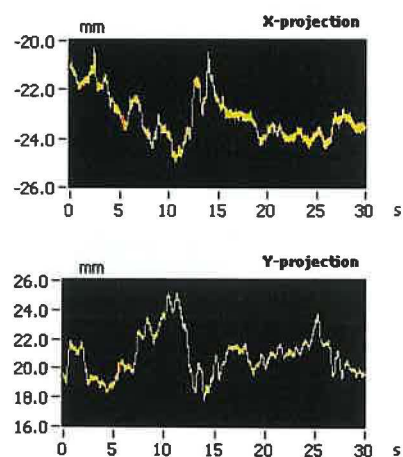
### Proband 4

V sp-oo došlo ke zvýšení hodnoty  $\max \Delta x$ , avšak změna z 3,2 mm na 4,7 mm je minimální. Poměrně vysoká hodnota (9,43 mm)  $\max \Delta y$  z prvního měření, způsobená především vychýlením přibližně ve 25. sekundě, se v druhém měření snížila o 2,04 mm. Díky neustálému vyrovnávání polohy hlavně v ose  $y$  se ale ještě zvětšila celková dráha COP (z 306,73 mm na 461 mm).

graf 4.1 a



graf 4.2 a

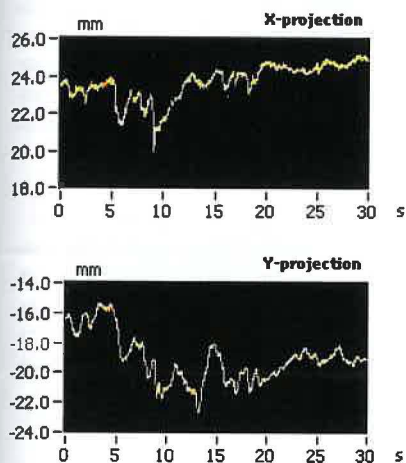


Ve stejné pozici se zavřenýma očima dosáhl proband při druhém měření lepších výsledků než v poloze s očima otevřenýma. Vyšší hodnoty výchylek

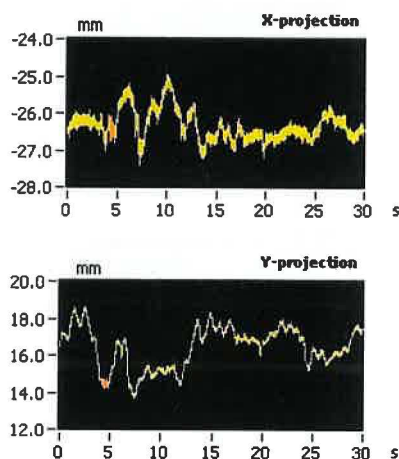
## Vliv stimulace receptorů nohy pohybovým programem na stabilizaci stoje u zrakově postižených osob

v prvním měření byly způsobeny zejména výkyvy v první polovině záznamu (graf 4.1b), v druhém měření proband plynule udržoval postoj drobnými výchyly (graf 4.2b), což ovšem způsobilo opět zvětšení celkové dráhy COP (o 175,89 mm).

graf 4.1 b

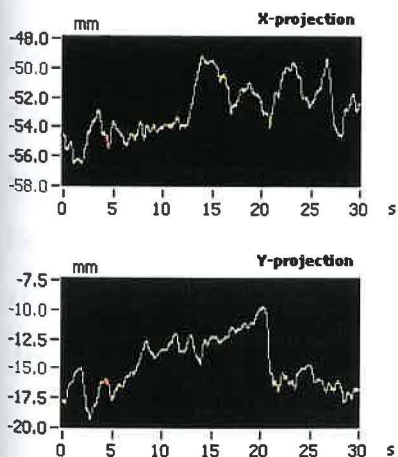


graf 4.2 b

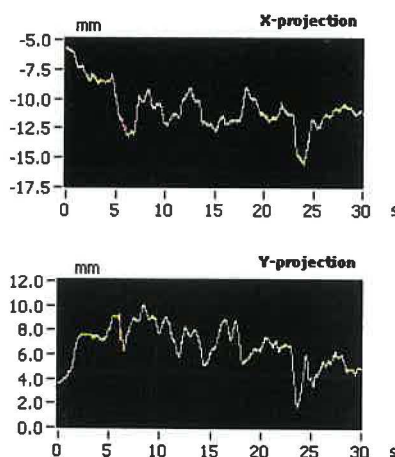


V úzké postoji se výchylka max  $\Delta x$  o 2,51 mm zvýšila, předozadní výchylka (y) se naopak o 1,08 mm snížila a vypovídá o tom také průběh křivky grafu (4.2c), která je oproti té původní (graf 4.1c) plynulejší, vyrovnanější. Celková dráha COP však opět vzrostla.

graf 4.1 c



graf 4.2 c

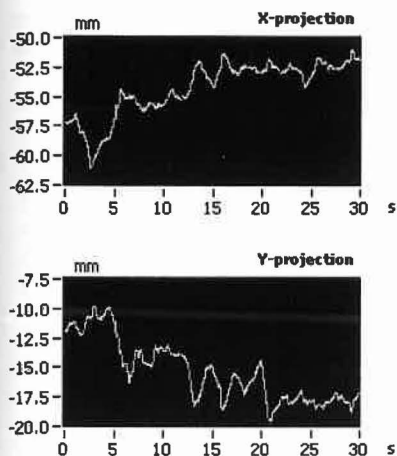


V poslední pozici se max  $\Delta x$  i max  $\Delta y$  výrazně zvýšily (o 6,02 mm a 3,81 mm), toto zvýšení je způsobeno především jedním výrazným výkyvem v čase mezi pátou a desátou sekundou měření (graf 4.2d), jinak jsou výchyly srovnatelné s prvním

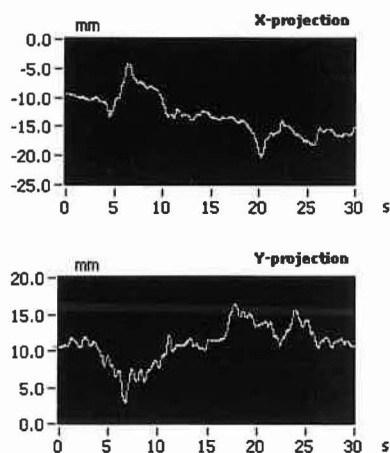


měření (graf 4.1d). I zde se celková dráha COP zvýšila, ovšem spolu s hodnotou z předchozí pozice je téměř o polovinu nižší než hodnoty z sp-oo a sp-zo.

graf 4.1 d



graf 4.2 d



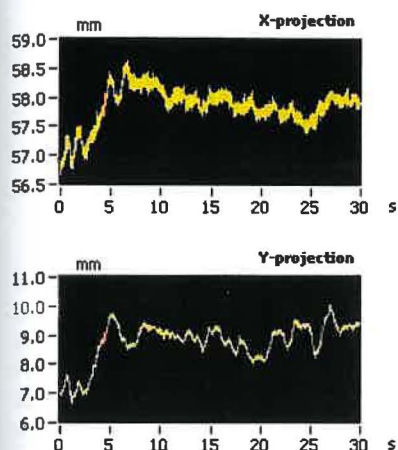
U tohoto probanda se ve všech postojích zvýšila celková dráha COP, a to zejména v širokých postojích, kde byly hodnoty relativně vysoké již při prvním měření. Vysvětlit si to lze neustálým vyrovnáváním polohy v podobě četných drobných výchylek hlavně v ose y.

### Proband 5

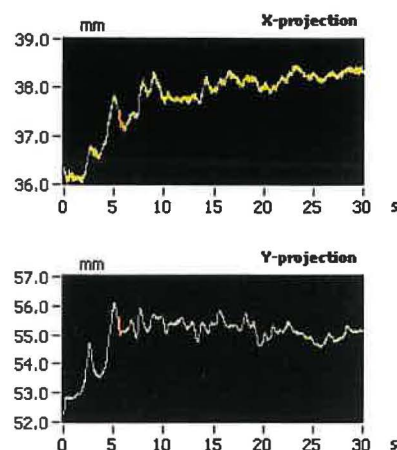
Tato osoba dosáhla výborných výsledků už při prvním měření, tudíž zlepšení hodnot výchylek není výrazné, až na polohu up-zo, kde byly hodnoty (7,96 mm a 5,14 mm) při prvním měření oproti ostatním polohám o něco vyšší. Při druhém měření byly již srovnatelné s hodnotami v ostatních polohách. Celkově by se dalo říct, že se jak hodnoty výchylek, tak dráhy COP vyrovnaly, během všech postojů zůstávaly přibližně stejné. V grafech je patrný obdobný průběh křivky z prvních i druhých záznamů.

V pozici sp-oo se hodnoty výchylek nepatrně zvýšily, minimální zvýšení je způsobeno zřejmě špatným začátkem měření (graf 5.2a), kdy pravděpodobně proband nebyl ještě v klidu, jinak mají obě křivky (5.1a, 5.2a) stejný charakter. Celková dráha COP byla při druhém měření téměř o polovinu nižší, což lze přisuzovat omezení počtu drobných výchylek v obou osách.

graf 5.1 a

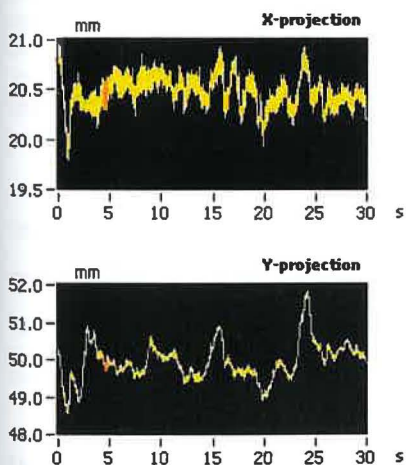


graf 5.2 a

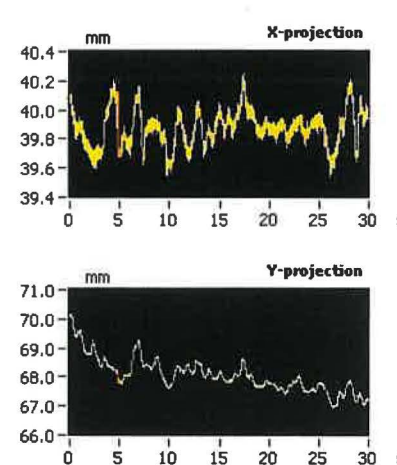


Zajímavé je, že ve stoji se zavřenýma očima byla zejména výchylka v ose  $x$  při druhém měření nižší (0,71 mm) než v pozici s očima otevřenýma (2,47 mm). Proband dosáhl v této pozici ve druhém měření obdobných výsledků jako v prvním měření, i když křivka ze druhého měření (graf 5.2b) má v ose  $y$  plynulejší průběh bez výraznějších výkyvů, na rozdíl od té původní (graf 5.1b). Výrazně se snížila opět pouze celková dráha COP, a to zhruba o polovinu.

graf 5.1 b

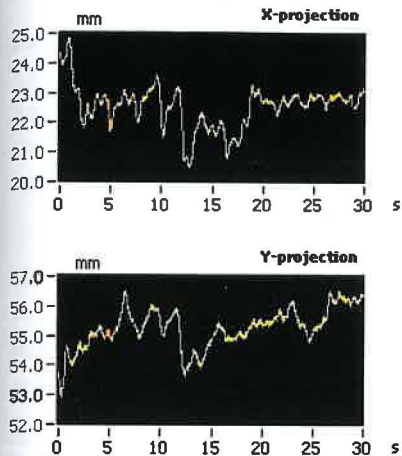


graf 5.2 b

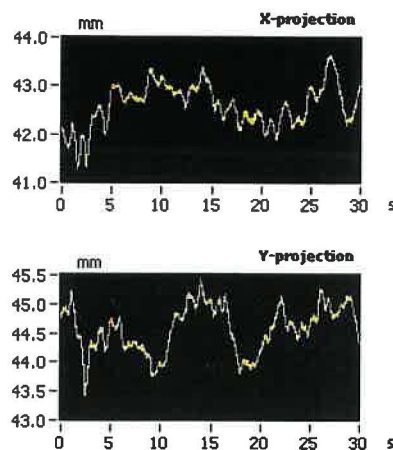


V up-o-o se  $\max \Delta x$  i  $\max \Delta y$  snížily (o 1,99 mm a 1,63 mm), vyšší hodnoty z prvního měření lze přičítat větším výkyvům v čase mezi 10. a 15. sekundou měření (graf 5.1c). Celková dráha se proto opět mohla snížit.

graf 5.1 c

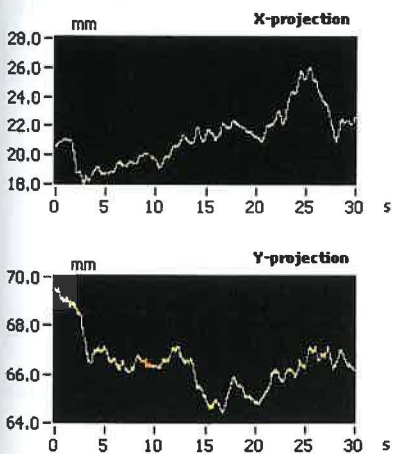


graf 5.2 c

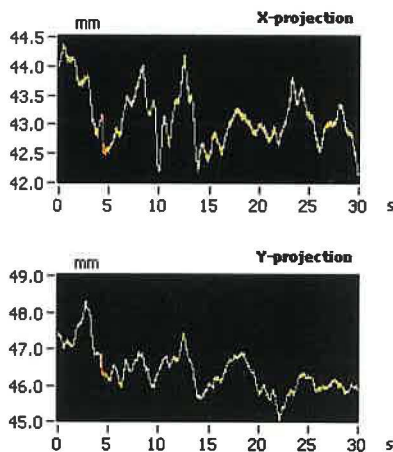


Vysokou hodnotu 7,96 mm v pozici up-zo v ose  $x$  má na svědomí jeden výraznější výkyv přibližně ve 25. sekundě (graf 5.1d), ke kterému při druhém měření již nedošlo, proband plynule vyrovnával polohu (graf 5.2d) a tomu také odpovídá snížení boční výchylky. Snížení výchylek v obou směrech ovlivnilo také výslednou dráhu COP, která se také snížila.

graf 5.1 d



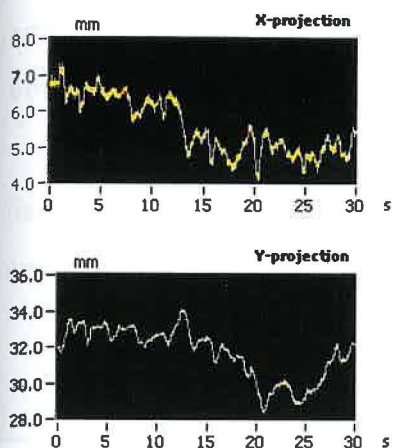
graf 5.2 d



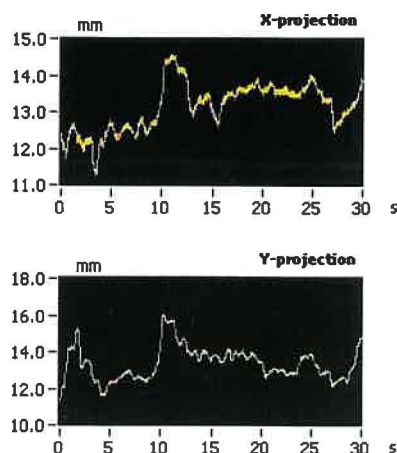
### Proband 6

U tohoto probanda došlo při druhém měření ke snížení hodnot sledovaných parametrů, a to zejména v up-oo. Proband při druhém měření kontinuálně udržoval postoj s minimálními výchylkami (až na jeden výkyv v sp-oo přibližně v desáté sekundě) – křivky grafů probíhají v obou postojích plynule ve vodorovné linii (graf 6.2a,6.2b). Díky tomu se také mohla snížit výsledná dráha COP v obou postojích.

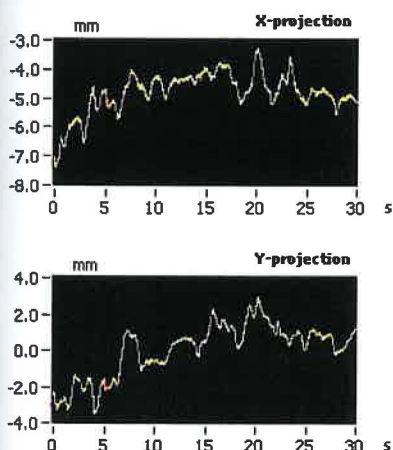
graf 6.1 a



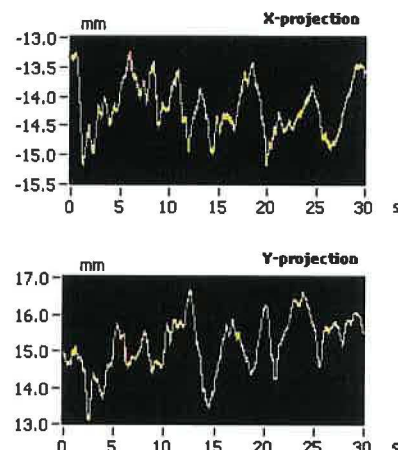
graf 6.2 a



graf 6.1 b



graf 6.2 b



### Shrnutí

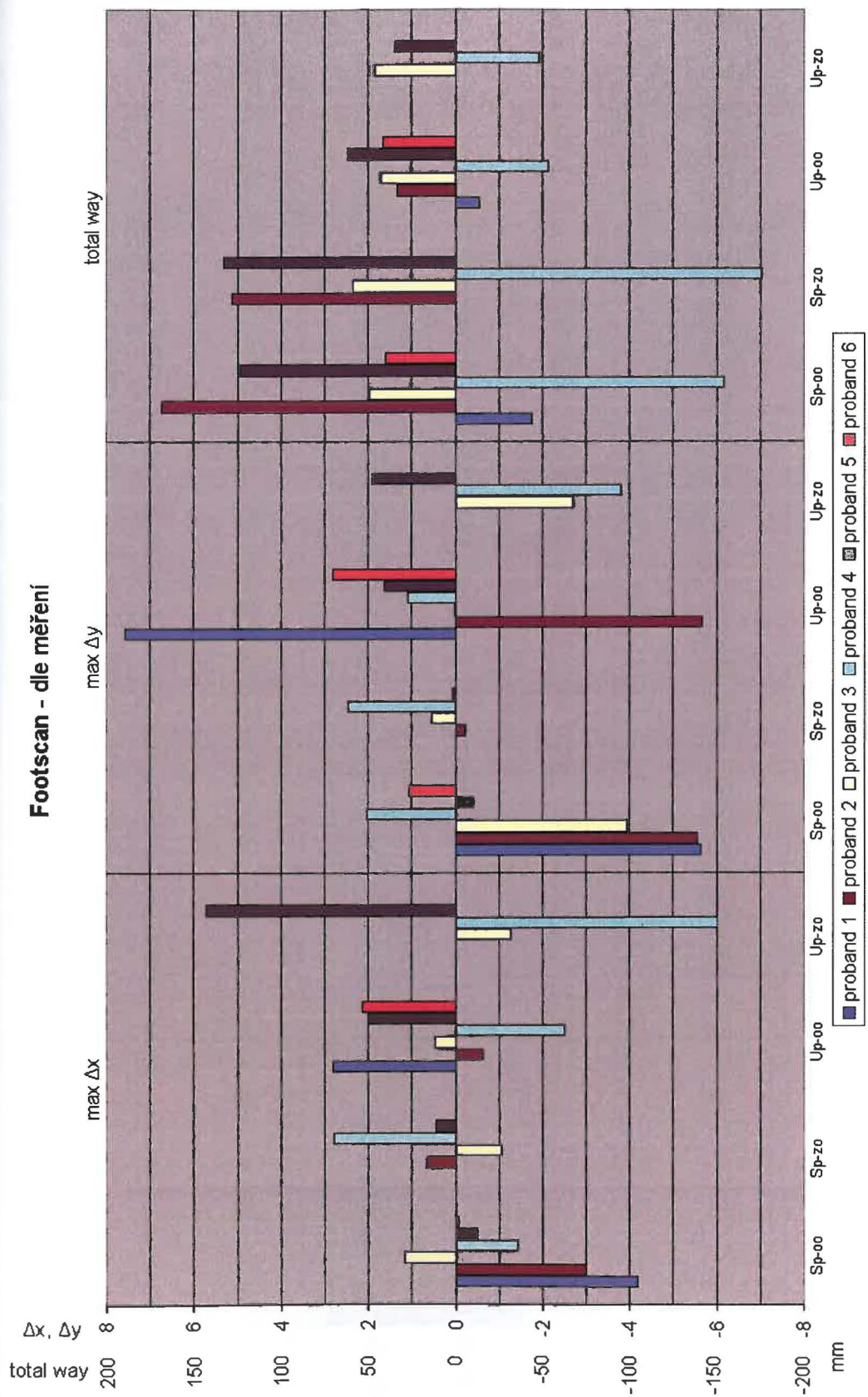
U čtyř z šesti probandů došlo po skončení pohybového programu ve všech pozicích ke snížení celkové dráhy COP. A to zejména v pozicích širokého postoje, kde v prvním měření nabývala dráha výrazně vyšších hodnot oproti úzkému postoji.

Výchylka  $\max \Delta x$  se ve druhém měření v deseti případech zvýšila a v devíti snížila. Nejčastěji  $\max \Delta x$  vzrostla v sp-oo (u pěti probandů), naopak nejvíce klesla v up-oo (u čtyř probandů) a sp-zo (u tří ze čtyř).  $\max \Delta y$  se zvýšila v osmi případech a snížila v jedenácti případech.  $\max \Delta y$  vzrostla nejvíce také v sp-oo (u čtyř probandů) a klesla opět v up-oo (u pěti probandů) a v sp-zo (u tří ze čtyř). V sp-oo a up-zo tak převažují negativní změny výchylek, zatímco v sp-zo a up-oo převažují změny pozitivní.

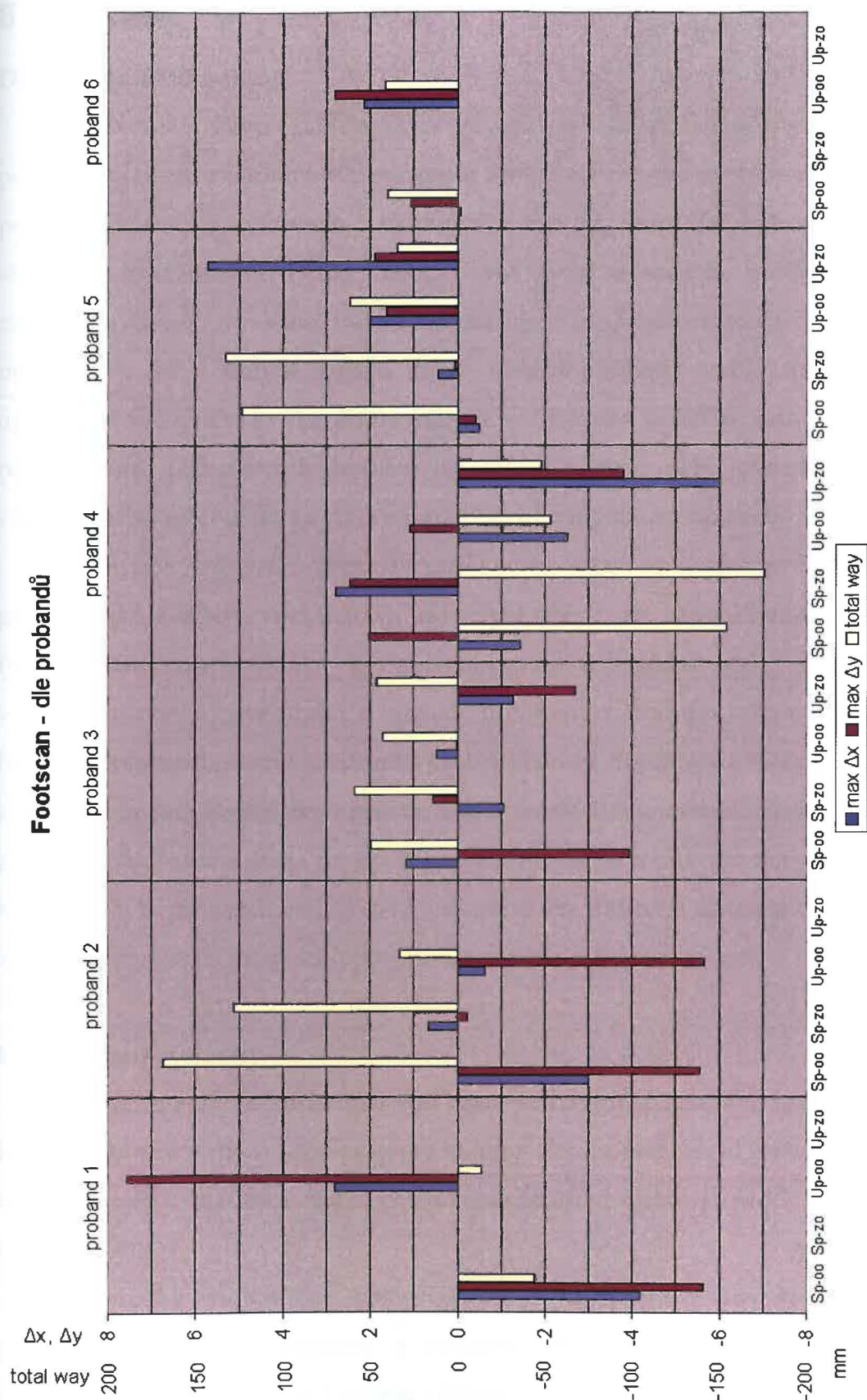


Co se týče rozložení zátěže na plosce, nedošlo u probandů k žádné výrazné změně či přemístění zátěže na jinou oblast nohy. Při prvním i druhém měření byla u většiny probandů nejvíce zatížena oblast pat.

Z grafického znázornění průběhu polohy COP během měření lze vysledovat jisté změny charakteru křivky ve smyslu omezení drobných výchylek v pozicích širokého postoje u probandů s pozitivní změnou celkové dráhy COP.



Obr. 11 Grafické znázornění změn jednotlivých parametrů Footscanu



Obr. 12 Grafické znázornění změn parametrů Footscanu u jednotlivých probandů



## 6 Diskuse

### Diskuse nad metodikou

K ověření vlivu pohybového programu na stabilizační proces zrakově postižených jsem zvolila měřicí soustavu Kistler a Footscan systém. Aby bylo možné porovnat výsledky vstupních a výstupních měření, musí obě testování probíhat ve shodných podmínkách (Véle, 2006), o což jsem se snažila, nicméně připouštím možnost ovlivnění výsledků dalšími faktory jako je aktuální fyzický či psychický stav probanda v době měření, únava apod. Řešením tohoto problému by mohlo být opakování vstupního i výstupního měření několikrát v průběhu jednoho či více dní a porovnávání průměrných hodnot z těchto měření nebo porovnání výsledků s kontrolní skupinou, jejíž vytvoření už nebylo v mých možnostech.

Pohybový program jsem se snažila sestavit tak, aby splnil svůj cíl (stimuloval propriocepci a exterocepci z nohy, aktivoval nohu), ale zároveň aby nebyl časově a fyzicky příliš náročný, aby jej všichni probandi zvládali vykonávat samostatně v průběhu dne v zaměstnání a neměli problémy s jeho pochopením. Cviky jsem během společných hodin s jednotlivými probandy doplňovala či upravovala podle jejich schopností. Raději jsem přitom volila menší škálu jednodušších cviků s větším počtem opakování a dbala na jejich provádění, neboť z důvodu nemožnosti zrakové kontroly byli probandi při cvičení odkázáni na vnímání změn v oblasti plosky a zapamatování si těchto pocitů pro možnost samostatného cvičení.

### Diskuse nad výsledky

Experimentu se zúčastnilo šest osob s různým stupněm zrakového postižení. Jednalo se tedy o malý nehomogenní soubor. Z tohoto důvodu jsem výsledky práce neposuzovala z hlediska statistické významnosti a nelze je tudíž zevšeobecňovat (Kasal, 1998).

Výsledky měření na posturografu a footscanu naznačují, že pohybový program (stimulace receptorů a cvičení) vedl k určitým změnám v procesu stabilizace stoje. Změny však nejsou výrazné a zcela jednoznačné.



Z výsledků posturografie vyplývá, že pohybový program ovlivnil zejména rychlost výchylek (vL a vAP), a to v 76% ve smyslu zvýšení rychlosti. Celková plocha statokineziogramu se výrazně změnila pouze v 7 případech (ve třech pozitivně a ve čtyřech negativně), z čehož nelze vyvozovat žádný jednoznačný závěr. Tyto změny lze ve všech případech vysvětlit změnami velikosti výchylek v bočním nebo předozadním směru. Přitom za zvýšením plochy statokineziogramu stojí ve třech případech (ze čtyř) zvýšení boční výchylky a naopak snížení plochy je provázeno ve všech případech výraznější změnou předozadní výchylky.

V případě měření na footscanu je patrné zejména snížení dráhy COP u čtyř probandů, vždy ve všech měřených pozicích. Snížení je výraznější v pozicích širokého postoje, kde překvapivě dosahovala dráha COP při prvním měření vyšších hodnot než v úzkém postoji (vzhledem k širší opěrné bázi by se dal očekávat spíše opačný výsledek). Tyto změny jsou pak zejména v širokém postoji provázeny změnou charakteru křivky ve smyslu omezení četných drobných výchylek z prvního měření signalizujících neustálé vyvažování polohy. Ke zvýšení dráhy COP došlo u probanda 4 a 1. U probanda 4 byly také na posturografu zaznamenány nejvyšší změny rychlosti výchylek.

Zvýšení rychlosti výchylek při testování na posturografu bývá obecně chápáno jako negativní výsledek, oproti tomu snížení dráhy COP patrné z výsledků měření na footscanu signalizuje zlepšení stabilizační funkce. Podle Hlavačky (1983) vede každá situace s neobvyklým (zvýšeným či sníženým) příjmem aferentních informací rovnovážný systém k odklonu od optimální práce. Je tedy možné, že pět týdnů není dostatečně dlouhá doba pro adaptaci systému na změněné aferentní informace a ten proto reaguje jiným způsobem, než bychom očekávali. Horak et al. (1990) prostřednictvím experimentu zjistili, že znecitlivění receptorů v oblasti hlezna a exteroceptorů chodidla nezpůsobilo obtíže při udržení stoje, nýbrž nárůst aktivity v oblasti kyčelního kloubu. Zhoršení stability tedy nebylo patrné na velikosti plochy As, ale na zvýšené aktivitě svalů kyčelního kloubu měřené EMG metodou. Výsledky potvrzují, že informace z mechanoreceptorů chodidla a proprioreceptorů nohy mohou hrát důležitou roli při výběru posturální strategie a že hlezenní

mechanismus je závislý na informacích z receptorů nohy. K tomu ještě Horvat (2003) uvádí na základě své studie, že ZP osoby využívají při stabilizaci polohy ve stoji více kyčelní strategii. Zvýšením aferentních informací z oblasti nohy a chodidla, na které byl pohybový program zaměřen, mohlo u probandů dojít ke změně strategie stabilizace směrem k hlezennímu mechanismu, což se projevilo sice snížením dráhy COP na footscanu, ale zároveň zvýšením rychlosti výchylek na posturografu.

Podle Pauluse et al. (1984) by s klesající zrakovou ostrostí měla narůstat posturální nerovnováha. Z výsledků obou měření není patrný žádný signifikantní rozdíl mezi schopností stabilizace stoje u zcela nevidomých probandů a probandů se zbytky zraku. Zde se nabízí jednoduché vysvětlení, ztráta či poškození zraku probandů je záležitostí mnoha let, tudíž probandi měli dostatek času na to, aby se naučili tento výpadek kompenzovat činností ostatních systémů (Javůrek, 1991).

Během měření na posturografu se ukázalo, že probandi nevydrží stát na jedné dolní končetině 30 s. Véle (2006) uvádí, že dospělý necvičený jedinec má vydržet ve stoji na jedné dolní končetině se zrakovou kontrolou 10 sekund. O provedení testu stoje na jedné DK po dobu 30ti sekund jsem proto požádala deset osob s neporušeným zrakem. Test zvládli všichni bez větších obtíží. Vysvětlení problému naznačují Stones a Kozma (1987) ve své studii, při které testovali právě schopnost stoje na jedné DK. Zjistili, že lidé bez zrakové poruchy vydrželi stát na jedné dolní končetině déle, než lidé se zrakovou poruchou a ti zase déle než zcela nevidomí. Na základě těchto výsledků pochybují o míře kompenzace deficitu zraku u ZP činností ostatních systémů. Osobně se domnívám, že déletrvajíc stoj na jedné dolní končetině je pro posturální systém poměrně náročnou situací, ve které se oslabení jedné složky rovnovážného systému projeví zřetelněji, než např. v prostém stoji na obou DK. Na velmi dobrou kompenzační schopnost deficitu zraku totiž poukazují studie Horvata et al. (2003), Javůrka (1991) a Nakaty a Yabeho (2000), kteří se zabývali porovnáním stabilizace stoje u nevidomých a vidících. V naší studii se schopnost stoje na jedné DK po dobu 30 s při výstupním testování zlepšila u dvou probandů (pouze na LDK).

## 7 Závěr

Cílem práce bylo zjistit, jaký vliv má dlouhodobá stimulace mechanoreceptorů plosky nohy spolu s aktivací svalů nohy na stabilizaci stoje zrakově postižených. K tomuto účelu byly použity dvě měřící techniky, posturografie a Footscan systém.

Zvolený pohybový program byl přizpůsoben možnostem a dovednostem probandů a délce trvání experimentu. V případě dlouhodobější studie by bylo vhodné jej obohatit širší škálou cviků a zvyšovat jejich obtížnost.

Výsledky obou měření naznačují, že zvoleným způsobem lze ovlivnit stabilizační proces zrakově postižených. Nicméně jednoznačně pozitivní vliv pohybového programu na stabilizaci stoje ZP se nepodařilo prokázat. Bylo by zapotřebí delšího projektu s rozsáhlejším vzorkem zrakově postižených osob a vytvořením kontrolní skupiny probandů pro ověření a zpřesnění uvedených závěrů.

Zajímavé výsledky by mohlo přinést zapojení cvičení na labilních plochách do pohybového programu nebo senzomotoriky, jak ji zavedl Janda (1992). Přínosem by také mohla být synchronizace obou měřících metod.

## Seznam použitých zkratek

AP - předozadní směr

AS - area of support, opěrná plocha

As - celková plocha stabilogramu, (měření na Kistleru)

BS - base of support, opěrná báze

CNS - centrální nervová soustava

COP - centre of pressure, centrum tlaku

COM - centre of mass, těžiště těla

COG - centre of gravity, centrum tíže

DK - dolní končetina

L - boční směr

LDK - levá dolní končetina

ln - stoj na levé dolní končetině, (měření na Kistleru)

max  $\Delta x$  - maximální výchylka v předozadním směru, (měření na footscanu)

max  $\Delta y$  - maximální výchylka v bočním směru, (měření na footscanu)

PDK - pravá dolní končetina

pn - stoj na pravé dolní končetině, (měření na Kistleru)

sdAP - směrodatná odchylka předozadní výchylky, (měření na Kistleru)

sdL - směrodatná odchylka boční výchylky, (měření na Kistleru)

sp-oo - široký postoj, otevřené oči, (měření na Kistleru a footscanu)

sp-zo - široký postoj, zavřené oči, (měření na Kistleru a footscanu)

up-oo - úzký postoj, otevřené oči, (měření na Kistleru a footscanu)

up-zo - úzký postoj, zavřené oči, (měření na Kistleru a footscanu)

vAP- rychlost vyrovnávání předozadní výchylky, (měření na Kistleru)

vL - rychlost vyrovnávání boční výchylky, (měření na Kistleru)

ZP - zrakově postižený

## Literatura

1. **BLASZCZYK, J.W., KLONOWSKI, W.** Postural stability and fractal dynamics. *Acta Neurobiol. Exp.*, 2001, 61, p. 105 – 112
2. **BLASZCZYK, J.W., LOVE, D.L., HANSEN, P.D.** Ranges of postural stability and their changes in the elderly. *Gait and Posture*, 1994, 2, 11 - 17
3. **BLES, W., BRANDT, Th.** Disorders of posture and gait. Amsterdam, New York, Oxford : Elsevier, 1986. 392 s. ISBN 0-444-80756-X.
4. **BUCHANAN, J.J., HORAK, F.B.** Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. *Journal of neurophysiology*, 81-V/5, 1999, p. 2325 – 2339
5. **CALAIS – GERMAIN, B.** Anatomy of Movement. Seattle : Eastland Press, 1993. ISBN 0-939616-17-3.
6. **DOUGANS, I., ELLIS, S.** Reflexologie. Praha : Pragma, 1991. 141 s. ISBN 80-7205-617-4.
7. **DVOŘÁK, R. a kol.** Standardizace metodiky klinického vyšetření stoje na dvou vahách. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 3, 2000, st. 102 – 105
8. **DYLEVSKÝ, I., KUBÁLKOVÁ, L., NAVRÁTIL, L.** Kineziologie, kineziterapie a fyzioterapie. Praha : Manus, 2001. 110 s. ISBN 80-902318-8-8.
9. **GÚTH, A.** Vyšetrovacie a liečebné metodiky pre fyzioterapeutov. Bratislava : Liečreh Gúth, 1998. 448 s. ISBN 80-88932-02-5.
10. **HADRABA, I.** Cvičení při plochých nohách. Praha : Státní zdravotní ústav, 2002.
11. **HALADOVÁ, E. a kol.** Léčebná tělesná výchova. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1997. 134 s. ISBN 80-7013-236-1.
12. **HLAVÁČKA, F.** Kombinovaný efekt zmeny zrakovej a proprioceptívnej aferentácie na vzpriamený postoj. *Bratislav. Lek. Listy*, 79, 1983, č. 2
13. **HORAK, F.B., NASHNER, L.M., DIENER, H.C.** Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*, 82, 1990, 167 - 177
14. **HORVAT, M., RAY, Ch., RAMSEY, V. aj.** Compensatory anylysis and strategies for balance in individuals with visual impairments. *Journal of visual impairment and blindness*, 2003, p. 695 – 703

15. **JANDA, V., VÁVROVÁ, M.** Sezemotorická stimulace : základy metodiky propioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, 25, 1992, 3, s. 14 – 34
16. **JAVŮREK, J.** Balance ability of blind children. *Eurorehab*, č. 1, 1991, s. 39 – 40
17. **KAPTEYN, T.S., BLES, W., NJIOKIKTJIEN, Ch.J. aj.** Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressologie*, 1983, 24, 7, 321 – 326
18. **KASAL, P., SVAČINA, Š.** Lékařská informatika. Praha : Karolinum, 1998. 543 s. ISBN 80-7184-594-9.
19. **KEBLOVÁ, A.** Hmat u zrakově postižených. Praha : Septima, 1999. 40 s. ISBN 80-7216-085-0.
20. **KRÁLÍČEK, P.** Úvod do speciální neurofyzologie, Praha : Karolinum, 2002. 230 s. ISBN 80-246-0350-0.
21. **KVĚTOŇOVÁ-ŠVEC OVÁ, L.** Oftalmopedie. 2. vyd. Brno : PAIDO, 2000. 70 s. ISBN 80-45931-84-2.
22. **LÁNIK, V.** Kineziológia. Martin : Osveta, 1990. 242 s. ISBN 80-217-0136-6.
23. **LARSEN, Ch.** Zdravá chůze po celý život. Olomouc : Poznání, 2005. 154 s. ISBN 80-86606-38-4.
24. **LEWIT, K.** Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. Leipzig : Barth Verlag Heidelberg, 1996. 347 s. ISBN 3-335-00401-9.
25. **MASAFRETOVÁ, H.** Základní kniha reflexní terapie. Olomouc : Fontána, 2002. 156 s. ISBN 80-86179-88-5.
26. **NAKATA, H., YABE, K.** Automatic postural response systems in individuals with congenital total blindness. *Gait and posture*, 2001, 14, p. 36 – 43
27. **NOVÁKOVÁ, H., TICHÝ, M., ŤUPA, F.** Problematika využití posturografie v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 2, 2001, s. 65 – 69
28. **PAULUS, W.M., STRAUBE, A., BRANDT, Th.** Visual stabilization of posture. *Brain*. 107, 1984, 1143 – 1163
29. **PFEIFFER, J.** Léčebná rehabilitace dětí s poruchou centrálního motoneuronu. In *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 2. vyd. Praha : Grada Publishing, 2001. 226 s. ISBN 80-2470-031-X.
30. **PYYKKO, I. et al.** Postural control in blinds and in Usher's syndrom. *Acta Otolaryngol. Suppl.* 1991, 481, 603 – 6



31. **SAMMARCO, G.J.** Rehabilitation of the foot and ankle. St. Louis : Mosby, 1995. 402 s. ISBN 0-8016-7771-8
32. **SCHAEFEROVÁ, M.** Reflexní masáže. Praha - Plzeň : BETA – Pavel Dobrovský a Jiří Ševčík, 2007. 94 s. ISBN 978-80-7306-281-1, 978-80-7291-165-3.
33. **STONES, M.J., KOZMA, A.:** Balance and age in the sighted and blind. Arch. Phys. Med. Rehabil., 68, 1987
34. **TOURLES, S.** Přírodní péče o nohy. Praha : Pragma, 1998. 193 s. ISBN 80-7205-956-4.
35. **TROJAN, S., DRUGA, R.** Centrální mechanismy řízení motoriky. In *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 2. vyd. Praha : Grada Publishing, 2001. 226 s. ISBN 80-2470-031-X.
36. **VAŘEKA, I.** Dynamický model „tříbodové“ opory nohy. Rehabilitácia, 3, 2004, s. 131 – 137
37. **VAŘEKA, I.** Posturální stabilita I. Část : terminologie a biomechanické principy. Rehabilitace a fyzikální lékařství, č. 4, 2002, s. 115 – 121
38. **VAŘEKA, I.** Posturální stabilita II. Část : řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. Rehabilitace a fyzikální lékařství, č. 4, 2002, s. 122 – 129
39. **VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R.** Klinická typologie nohy. Rehabilitace a fyzikální lékařství, č. 3, 2003, 94 - 102
40. **VÉLE, F.** Kineziologie, přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. vyd. Praha : Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
41. **VÉLE, F.** Kineziologie posturálního systému. Praha : Univerzita Karlova, 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5.
42. **VYŠATA, O., PŘEROVSKÝ, K., VRŠECKÁ, M.** Počítačová posturografie v klinické praxi. Praktický lékař, 73, č. 5, 1993, s. 190 - 191
43. **WIENER, P.** Prostorová orientace zrakově postižených. Praha : Institut rehabilitace zrakově postižených UK FHS, 2006. 168 s. ISBN 80-239-6775-4.
44. **WINTER, D.A. et al.** Stiffness control of balance in quiet standing. Journal of neurophysiology, 80-II/2, 1998, p. 1211 – 1221
45. **WINTER, D.A.** Human balance and posture control during standing and walking. Gait and Posture, 1995, 3, p. 193 – 214

**Internetové zdroje:**

46. Brožík, J. Nobelova cena a neslyšící. Gong, 2004 [online]. Dostupné z: <http://www.gong.cz/clanky.php?c=126> [cit. 8. 5. 2007]
47. Jeřábek, H. Úvod do sociologického výzkumu. Praha : Carolinum, 1992 [online]. Dostupné z: <http://www.ftvs.cuni.cz/hendl/jerabek3/jerabek.htm> [cit. 11. 7. 2007]
48. Otáhal, J. Stabilometrie – přednáška pro 5. ročník fyzioterapie, 13. 11. 2001 [online]. Dostupné z: [http://biomech.ftvs.cuni.cz/kab/archiv/stabilo\\_fyziot.ppt](http://biomech.ftvs.cuni.cz/kab/archiv/stabilo_fyziot.ppt) [cit. 24. 5. 2007]
49. Otáhal, S., Tlapáková, E., Šorfová, M. Patobiomechanika a patokineziologie kompendium. Praha, 2003 [online]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/index.php> [cit. 13.2.2007]
50. Rsscan International [online]. Dostupné z: <http://www.rsscan.com/> [cit. 24. 5. 2007]
51. Schindler, R., Pešák, M. O zrakových vadách [online]. Dostupné z: <http://www.sons.cz> [cit. 8.1.2007]
52. Šťastná, P. Od nohy k obuvi [online]. Dostupné z: <http://www.dtest.cz/index.php?action=2&pclanky=3&pkategorieid=29&pclanekid=42> [cit. 8. 5. 2007]
53. Wikipedie: Otevřená encyklopedie. Rovnovážná poloha., c2007 [online]. Dostupné z: [http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Rovnov%C3%A1%C5%BEn%C3%A1\\_poloha&oldid=1648340](http://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Rovnov%C3%A1%C5%BEn%C3%A1_poloha&oldid=1648340) [cit. 8. 5. 2007]

**Jiné zdroje:**

54. Rašev, E. Přednášky speciální kineziologie. Praha, říjen – listopad 2005
55. Švejcar, P. Přednášky speciální kineziologie. Praha, březen 2006
56. Wiener, P. Osobní sdělení. Praha, 2007

## **Přílohy**

Příloha 1: Záznam z posturografie

Příloha 2: Záznam z footscanu

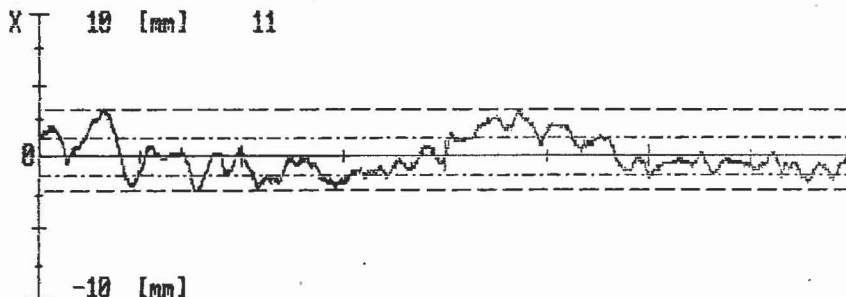
Příloha 3: Pohybový program

**Příloha 1: Záznam z posturografie**

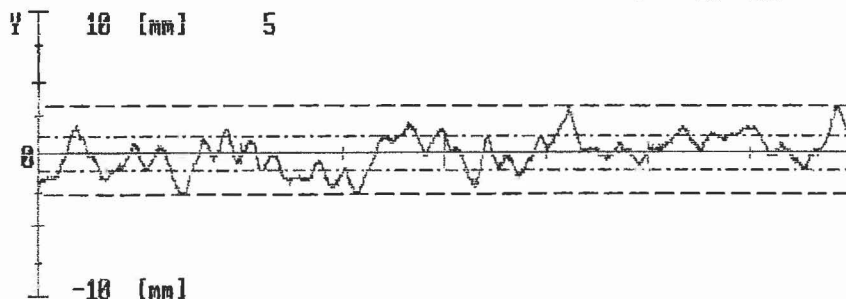
\*\*\* STABILOGRAFIE \*\*\*

jmeno :  
 narozen :  
 vyska :  
 vaha :  
 up\_zo :  
 mereno : 05-03-2007  
 adresa : C:\STABILIT\DATA\ZRAK\_HAN\eny4

\*\*\* AMPLITUDOVA CHARAKTERISTIKA \*\*\*



t = 30 [s]



\*\*\* SOUHRN PARAMETRU \*\*\*

DOBA TRVANI TESTU : 30 [s]

MAXIMALNI VYCHYLKY :

BOCNI PREDOZADNI  
 LEVA : -2.4 [mm] PREDNI : 3.3 [mm]  
 PRAVA : 3.3 [mm] ZADNI : -2.9 [mm]

POMER MAXIMALNICH VYCHYLEK ( PZ / LP ) : 1.08

SMERODATNA ODCHYLKA VYCHYLKY :

BOCNI PREDOZADNI POMER ( PZ / LP )  
 1.29 [mm] 1.19 [mm] .923

DRAHA TEZISTE :

BOCNI PREDOZADNI CELKOVA POMER ( PZ / LP )  
 CELKEM: 270 [mm] 278 [mm] 474 [mm] 1.02  
 ZA sec: 9 [mm] 9.2 [mm] 15.8 [mm] 1.02

VELIKOST PLOCH :

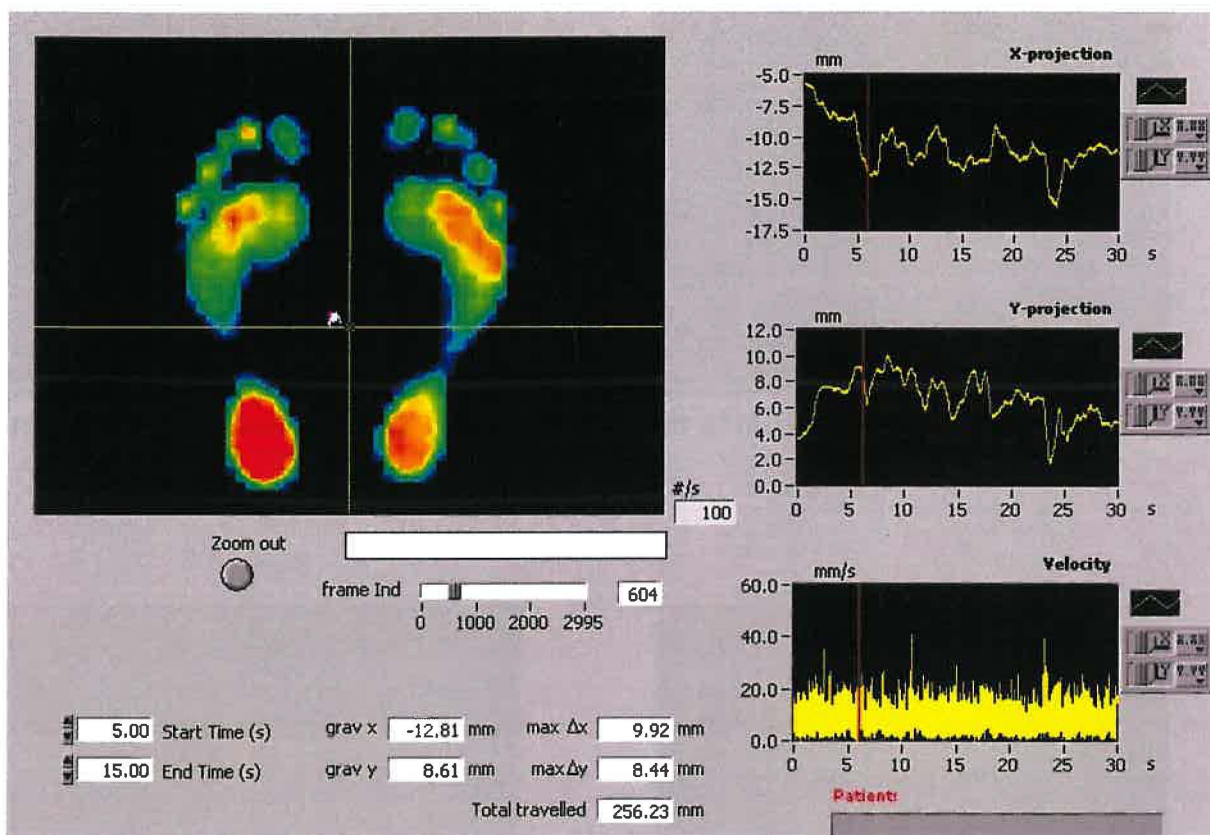
STABILOGRAMU STREDNI MAXIMALNI SD ODCHYLKY  
 CELKEM: 247 [mm<sup>2</sup>] 9.2 [mm<sup>2</sup>] 35 [mm<sup>2</sup>] 6 [mm<sup>2</sup>]  
 ZA sec: 8.2 [mm<sup>2</sup>]

DOMINANTNI FREKVENCE

BOCNI PREDOZADNI  
 .07 (Hz) .17 (Hz)

\*\*\*\*\* Z P R A C O V A L A : S V C F T V S U K \*\*\*\*\*

## Příloha 2: Záznam z footscanu





### Příloha 3: Pohybový program



PP 1 Měkké a mobilizační techniky A



PP 2 Měkké a mobilizační techniky B



PP 3 Měkké a mobilizační techniky C



PP 4 Stimulace mechanoreceptorů „ježkem“



PP 5 Úchop různých předmětů A



PP 6 Úchop různých předmětů B



**PP 7 „Píd’alka“**



**PP 8 Tříbodová opora vsedě**



**PP 9 Vnímání postavení pat A**



**PP 10 Vnímání postavení pat B**



**PP 11 Stoj na laterální hraně chodidla**



**PP 12 Stoj na mediální hraně chodidla**

Vliv stimulace receptorů nohy pohybovým programem na stabilizaci stoje u zrakově postižených osob

---



**PP 13 Tříbodová opora vstoje**