

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitačního lékařství



Dominik Szmolka

**Vliv „malé nohy“ na stabilitu stoje
a její vztah k „civilizované“ noze**

*Effect of „short foot“ on standing stability
and its link to „civilized“ foot*

Bakalářská práce

Praha, 2014

Autor práce: Dominik Szmolka

Studijní program: Fyzioterapie

Bakalářský studijní obor: Specializace ve zdravotnictví

Vedoucí práce: **PhDr. Alena Herbenová**

Pracoviště vedoucího práce: **Klinika rehabilitačního lékařství**

Předpokládaný termín obhajoby: 17.9. 2014

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci vypracoval/a samostatně a použil/a výhradně uvedené citované prameny, literaturu a další odborné zdroje. Současně dávám svolení k tomu, aby má diplomová/ bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

Prohlašuji, že odevzdaná tištěná verze bakalářské/diplomové práce a verze elektronická nahraná do Studijního informačního systému – SIS 3.LF UK jsou totožné.

V Praze dne 5. Zář 2014

Dominik Szmolka

Poděkování

Děkuji velice vedoucí mé práce PhDr. Aleně Herbenové za trpělivost, vedení a příjemnou průpravu při tvorbě této práce.

Dále bych chtěl poděkovat PhDr. Karlovi Mendemu, Ph.D., za jeho laskavou pomoc při získávání podkladů pro praktickou část práce.

Obsah

1. Abstrakt	6
1. Abstract	6
2. Úvod I.	7
3. Teoretická část, oddíl první	9
3.1. Senzomotorická stimulace (SMS)	9
3.2. Malá noha (MN).....	12
3.3. Stoj- vzpřímené držení.....	13
3.4. Postura.....	15
3.4.1. Posturální funkce.....	15
3.5. Stabilita stoje	17
3.5.1. Průběh udržení stability	18
3.5.2. Systémy zajišťující stabilitu stoje.....	19
3.5.2.1. Svalové vřeténko	20
3.5.2.2. Golgiho šlachové tělísko	21
3.5.2.3. Mozeček	22
3.5.2.4. Excitabilita	24
3.5.2.5. Ostatní.....	25
3.6. Závěr prvního oddílu.....	26
4. Teoretická část oddíl druhý	27
4.1. Úvod II	27
4.2. Úloha „Malé nohy“ ve funkci „civilizované“ nohy	28
4.3. Klenba nohy	29
4.3.1. Svalové zajištění klenby.....	29
4.3.2. Dynamická funkce svalů klenby	29
4.4. Funkce svalů bosé nohy	31
4.4.1. Úloha svalů plantární strany nohy.....	31
4.4.2. Obuv- senzitivní deficit.....	32
4.5. Plochá noha	33
4.5.1. Terapie ploché nohy	33
4.5.1.1. Aktivní přístupy	33
4.5.1.1.1.Kognitivní metoda	34
4.5.2. Pasivní přístupy	34
4.6. Hlezno	36
4.6.1. obuv- destabilizace hlezna	36
4.6.2. MN- aktivní stabilizace hlezna.....	37
5. Praktická část	39
5.1. Cíl	39
5.2. Hypotéza.....	39
5.3. Výběr probandů.....	39
5.4. Nácvik MN	40
5.4.1. Cvičení MN vsedě	40

5.4.2.	Cvičení MN vstoje.....	41
5.4.3.	Cvičení MN probandy.....	42
5.5.	Metoda měření stability	42
5.6.	Metoda vyhodnocení výsledků.....	44
5.7.	Probandi- údaje	45
5.8.	Výsledky.....	46
5.8.1.	Uspořádání výsledků	46
5.8.1.1.	Proband 1	46
5.8.1.3.	Proband 3	47
5.8.1.4.	Proband 4	47
5.8.1.5.	Proband 5	48
5.8.2.	Výsledky skupiny	48
5.8.3.	Diskuse	49
6.	Závěr.....	51
7.	Souhrn	52
7.	Summary.....	52
8.	Seznam literatury a zdrojů	53
9.	Seznam příloh.....	54
	Příloha č. 1	54
	Příloha č. 2	54
	Příloha č. 3	55
	Příloha č. 4	56
	Příloha č. 5	57
	Příloha č. 6	58
	Příloha č. 7	59

1. Abstrakt

Ústředním motivem této bakalářské práce je cvik zvaný „malá noha“, který je jedním ze základních cviků metodiky Senzomotorická stimulace. V odborné společnosti v současné době upadá zájem o tento cvičební prvek a je na něj nahlíženo až jako na prvek obsoletní. Cílem práce je uskupit teoretické podklady funkce „malé nohy“ v rámci stability, poukázat na možnosti jejího využití jako cviku vyjmutého z ucelené koncepce Senzomotorické stimulace a pojednání o možném významu „malé nohy“ pro „civilizovanou“ nohu.

1. Abstract

The central motive of this bachelor thesis is the so called „short foot“ exercise, which is a basic exercise of the Sensomotoric stimulation therapeutic approach. Among specialists nowadays, there is a decline of interest in this exercise, some even consider it obsolete. The goal of my work is to assemble theoretical findings of „short foot“ functionality on standing stability, to indicate possibilities of it's use as an exercise extracted from Sensomotoric stimulation and to address the possibility of „short foot“ significance to „civilised foot“.

2. Úvod I.

Noha je ústrojím, jimž člověk nejčastěji přímým či zprostředkovaným dotykem komunikuje se svým okolím, čímž je velmi podstatným informačním zdrojem, který podává informace o vztahu těla k okolí do centrálních nervových struktur. Od kvality a typologie základů stavby se přímo odvíjí vlastnosti celého objektu v určitých situacích. Stejně tak se od formy a modifikace nohy odvíjejí vlastnosti celého těla v bipedálním postoji. Každá sebemenší změna v bázi systému se byť jen teoreticky či v propočtech projevuje ve vlastnostech systému celého. V případě tzv. „malé nohy“, se jedná o velmi malou, pro nezkušené oko až nepatrnou změnu konfigurace nohy. Celá evoluce je souborem nepatrných změn, které mají ve výsledku zcela určující následky. Často jsme také svědky úkazů, které, v řetězci zapříčiněných událostí, nesou velmi zásadní změny na úrovni celého systému. Nejednou se věci malé v jednom světle ukazují jako velké ve světle jiném. Na „malé noze“ je zajímavá právě její „nepatrnost“, která se simultánně vyjevuje v odborné literatuře, kde jsou této tematice věnovány stejně nepatrné odstavce, jejichž počet v naprosté většině nepřesahuje číslovku jedna. Ve výuce na 3. lékařské fakultě je této záležitosti věnována, domnívám se, odpovídající pozornost, čemuž fakulta vděčí odkazu profesora Jandy na zdejší klinice rehabilitace. Měl jsem tedy možnost seznámit se s „malou nohou“ z pohledu sdělených zkušeností a odborných náhledů na tento cvik, což podnítilo mé zaujetí o danou problematiku i ve vztahu k možnému využití cviku na vlastní osobě. Je nutno poznamenat, že cvik „malá noha“ doznal od publikace Jandy a Vávrové (3) jistých změn, které ovšem nejsou zaznamenány v žádné odborné publikaci a jsou šířeny prostřednictvím osobních sdělení. Pro tuto práci ochotně poskytla své sdělení PhDr. Alena Herbenová. (viz. (14))

Tato práce obsahuje dva teoretické a jeden praktický oddíl. Snahou prvního oddílu teoretické části, na nějž navazuje část praktická, je uskupit teoretické podklady „malé nohy“ ve vztahu k stabilitě stoje.

Druhý teoretický oddíl je určen pojednání o lokálním vztahu „malé nohy“ k strukturám samotné nohy. Jsou zde uvedeny teoretické závěry z mých vlastních úvahových procesů a praktického testování daných problematik. Tyto závěry často nemají přímý literární podklad a jsou zde předkládány ke kritickému zhodnocení, zamyšlení,

případně k další diskusi v odborné veřejnosti, nakořik mohou být hodny všeobecné pozornosti. Rozsah testování a empirického pozorování zde nelze pokládat za dostačující. Další práce s těmito náměty je ponechána možnému bádání, které není součástí tohoto díla.

3. Teoretická část, oddíl první

3.1. Senzomotorická stimulace (SMS)

Pro uvedení do problematiky Senzomotorické stimulace (dále jen SMS) na níž je tato práce vystavěna, uvádím soubor doslovných citátů z původního textu ustanovujícího koncept SMS. Tyto citáty jsou důležitými stanovami, které budou v průběhu práce využity a jsou podstatné pro ucelenost předkládaných teoretických procesů:

„Pravděpodobně, kdo první upozornil na vztah mezi poruchou, resp. úrazem kloubu, zvláště hlezenního a následnou svalovou inkoordinací byl Kurz (1930, cit. de Carlo a Talbot, 1982). Vedle základních fyziologických prací (např. Skoglund, Wyke) to byl v klinice hlavně Freeman se spolupracovníky (1965, 1967a, 1967b), který systematicky propracoval některé aspekty kloubní, resp. ligamentózní traumatologie a zdůraznil význam porušené aference, resp. deaferentace v patogenezi posttraumatického instabilního kotníku. Freeman byl také první, který do tzv. neneurologické problematiky zavedl systematicky vyšetřování koordinace a zaměřil se na ovlivnění koordinace u některých traumatických lézí, zvl. úrazů hlezenního kloubu. V souhrnu Freeman zavedl pojem útlum (to give foot way v jeho terminologii), inkoordinace (kterou vysvětloval na podkladě deaferentace poraněného kloubu), vyšetřování porušené koordinace testem stoje na jedné noze a balanční cvičení na úseči. Pokud se indikací týče, omezil se pouze na problematiku poranění hlezenního kloubu.

Hervéou a Mésseán nazvali metodiku „Technique de rééducation et d'éducation proprioceptive“. Poněvadž však v metodice zdaleka nejde jen o aktivaci proprioceptorů, ale snad ještě více a výrazněji o aktivaci podkorových mechanismů, které se podílejí na řízení motoriky, nazvali jsme námi propracovanou metodiku „Senzomotorická stimulace“. Toto pojmenování je záměrné. Zdůrazňuje jednotu sensorických (aferentních) a motorických (eferentních) struktur, aniž by implikovalo aktivaci specifických drah receptorů nebo

efektorů a rovněž, aby se vyloučila konfúze s dnes již klasickým názvem proprioceptivní nervové facilitace (PNF).

Senzomotorická stimulace vychází z koncepce o dvou stupních motorického učení. První stupeň je charakterizován snahou zvládnout nový pohyb a vytvořit základní funkční spojení. Na tomto procesu se výrazně podílí mozková kůra, a to hlavně oblast parietálního a frontálního laloku, tedy oblast senzorká a motorická. Řízení pohybu na této úrovni je ovšem únavné jako každý proces, který vyžaduje výraznou kortikální aktivaci. Proto se po dosažení alespoň základního provedení pohybu centrální nervový systém snaží přesunout řízení pohybu na nižší, podkorová regulační centra. Tento druhý stupeň motorického řízení je méně únavný a rychlejší, na druhé straně však se jednou fixovaný stereotyp velmi těžko mění. Cílem senzomotorické stimulace je právě dosažení reflexní, automatické aktivace žádaných svalů a to v takovém stupni, aby pohyby nebo pracovní úkony nevyžadovaly výraznější kortikální, resp. volní kontrolu. Jen dosažení subkortikální kontroly aktivace nejdůležitějších svalů dává záruku, že tyto svaly budou aktivovány v potřebném stupni a časovém sledu tak, jak to vyžaduje optimální a nejméně zatěžující provedení pohybu.

V metodě jde tedy v zásadě o ovlivnění pohybu a vyvolání reflexního svalového stahu v rámci určitého pohybového stereotypu facilitací několika základních struktur, a to proprioceptorů, které se výrazně podílejí na řízení zvláště stoje a vertikálního držení a dále na aktivaci spino- cerebello- vestibulárních drah a center, které se významným způsobem podílejí na regulaci stoje a provedení přesně adjustovaného a koordinovaného pohybu

Z hlediska aference hrají vedle kožních receptorů roli pro regulaci správného držení hlavně receptory plosky nohy a šijových svalů. Krátké occipitální svaly jsou dokonce více než svaly pro zajištění pohybu považovány za svaly rovnováhy. Je totiž známo, že šijové svaly obsahují nejméně čtyřikrát více proprioceptorů než ostatní příčně pruhované svaly (Abrahams 1977).

Receptory plosky nohy lze facilitovat několika způsoby, např. stimulací kožních receptorů, nebo, což je v našem případě vhodnější, aktivací hlavně m. quadratus plantae s vytvořením zvýrazněné klenby nohy. Tato změna konfigurace, kterou v klinické praxi nazýváme „malou“ nebo méně výstižně „krátkou“ nohou, vede ke změně postavení prakticky všech kloubů nohy a změněnému rozložení tlaků v kloubech, což příznivě

ovlivňuje proprioceptivní signalizaci. Klinická praxe ukazuje, že téměř izolovaná aktivace m. quadratus plantae bez současné aktivace dlouhých plantárních flexorů prstů účinnější. Proto věnujeme nácviku izolované kontrakce zvláštní pozornost.

Vedle koordinace však hraje nezanedbatelnou roli i rychlost aktivace a svalové kontrakce, a proto i reaktivita, která je tak potřebná pro svalovou ochranu kloubů. Senzomotorická stimulace může v tomto směru významně přispět. Pomocí povrchové polyelektromyografie jsme mohli prokázat, že již jednotýdenní cvičení chůze v balančních sandálech urychluje schopnost svalu dosáhnout maximální kontrakci přibližně dvakrát. (Bullock- Saxton, Janda a Bullock 1992).

Senzomotorická stimulace nepředstavuje rigidní a neměnnou metodiku. Naopak je otevřena dalším modifikacím.

Při klinické aplikaci není pochopitelně třeba používat celý systém, nýbrž terapeut má možnost a dokonce povinnost vybrat ty cviky, které považuje pro svého pacienta za nejdůležitější. Nicméně však zvládnutí malé nohy je ve většině případů základním předpokladem úspěchu.“

(Janda V., Vávrová, M.: Senzomotorická stimulace, Rehabilitácia, 25, 3, 1992, s. 14 – 34)

Zlepšení stability je ve všeobecnosti považováno za jeden z hlavních přínosů SMS. V této práci je nicméně MN velmi hrubě izolována z ucelené cvičební metodiky SMS, nelze tedy automaticky pozitivní projevy cvičení SMS přisuzovat i samotné MN.

3.2. Malá noha (MN)

Jedná se o důležitý cvik SMS, kdy jeho zařazení do cvičení a zvládnutí je jedním z předpokladů pro terapii dle této metodiky. Jsou na něj úzce vázány další aktivní „korekce“ postoje těla, jejichž zapojení do cvičení je často podmíněno právě zvládnutím MN. Zároveň izolace Malé nohy a její následné samostatné užití a zkoumání, nevybočuje mimo koncepci metodiky SMS.

Volní aktivací svalů dochází k zmenšení nohy v podélné i příčné ose, při současně obloukovité flexi prstců nohy. Prstce se účastní formování MN tahem po podložce a stávají se součástí opory při přenosu těžiště mírně vpřed. Tím dochází k formování podélné i příčné části klenby, jejíž zformování je provázeno vyzvednutím oblasti 2. a 3. metatarzofalangeálního kloubu. Správné postavení prstců a jejich aktivita je přitom závislá zejména na kvalitě příčné klenby. (14) Svalová aktivace je v tomto případě myšlena jako mírná kontrakce, potažmo tonizace, nikoli jako pevné, rigidní „zatnutí“.

Tato změna konfigurace nohy je způsobena do jisté míry izolovanou aktivitou krátkých a dlouhých nohy zajišťujících dynamické zabezpečení nožní klenby. V úvodním citátu je kladen důraz na téměř izolovanou aktivaci musculi quadrati plantae. Dnes je spíše tendence přiklánět se k celkové koaktivaci svalů nohy, bez snahy aktivitu musculi quadrati plantae izolovat. Správné postavení prstců a jejich aktivita je přitom závislá zejména na kvalitě příčné klenby. (14)

Význam Malé nohy pro stoj a chůzi dle Jandy (3):

- vliv aference hlavně z plosky
- vliv na správné postavení vyšších úseků
- zlepšení stability
- vliv na odpružování chodidla při kroku

Význam „malé nohy“ pro stoj a chůzi je základní tezí této bakalářské práce, se zaměřením na předpoklad zlepšení stability v stoji s užitím tohoto cviku.

3.3. Stoj- vzpřímené držení

Stoj je spolu s chůzí nejčastěji prováděnou pohybovou aktivitou člověka. Vzpřímené držení je výchozí pozicí pro většinu lidských činností spojených se stavem připravenosti a se změnou pozice. V SMS je proto kladen velký důraz na nácvik a provádění cviků právě v stoji.

Jedná se o aktivně udržovanou polohu těla, tedy posturu. V tomto smyslu je stoj lépe vyjádřen jako vzpřímené držení. Hellebrandtová (1944) již v roce 1940 dokázala, že udržování vertikální polohy je dynamický proces, spojený s určitým kolísáním aktivity. (11) Véle dále dodává, že „Udržování nastavené výchozí polohy držení těla- postury- probíhá dynamicky přesto, že se jeví zevnímu pozorovateli jako statický fenomén ve srovnání s následným fázickým pohybem.“ (13) Tato dynamika, stejně jako při lokomoci, je zprostředkována součinností svalů řízené nervovým systémem.

Kvalitativní posuzování stoje se odvíjí od souboru kritérií mechanických, energetických a estetických. Dobré vzpřímené držení lze označit jako ideální poměr mezi stabilitou, flexibilitou a energetickými nároky. Jak konstatuje Véle (11): „Hlavní zásadou vzpřímeného držení je jeho ekonomika při flexibilní stabilitě.“

- Stabilita, jako projev schopnosti udržet danou posturu, která zajišťuje stav připravenosti pro jakoukoliv, směrově neurčenou, lokomoční práci.
- Flexibilita, jako ochota a schopnost jakýkoliv pohyb realizovat v co nejkratším čase.
- Ekonomika, jako minimální možná míra vynaložení energie k udržení situace maximální možné stability a lability.

Ideální vzpřímené držení je přeneseně jakýsi trojný bod pro skupenskou podobu vody, kdy se daný stav nachází právě v jednom bodě, a stupeň volnosti fyzikálních veličin se rovná nule. Vychýlením kteréhokoliv faktoru vzniká stav neideální. V případě živého organismu však nelze vytvořit všeobecně aplikovatelný standard ideálního stoje, jelikož každé individuum dosahuje svého „ideálního“ vzpřímeného držení jiným způsobem, nakolik jsou přítomny interindividuální rozdíly konstituce a nervového systému. Je tedy dáno pouze jakési rozmezí, které na základě vnějších mechanických a estetických projevů, spolu s vnitřním subjektivním hodnocením jedince, stanovuje stoj dobrý jako stoj stabilní.

Kognitivní zformování malé nohy zvyšuje aktivitu svalů, což nepochybně vyžaduje zvýšené energetické nároky na udržení takového stavu.; „Zřetelné zvýšení svalové aktivity ve vzpřímeném stoji je známkou zvýšeného stabilizačního úsilí, je neekonomické a unavující.“ (13) Tímto je jednostranně upřednostněna snaha zlepšit stabilitu, za narušení energetické bilance, což doprovází i změna lability, jako prvku v přímém rozporu se stabilitou. Tím jsou zásadním způsobem narušeny všechny tři základní prvky dobrého vzpřímeného držení. Stoj se zformovanou MN nelze považovat za postoj člověku vlastní.

V SMS používaný „korigovaný stoj“ je soubor korekcí stoje, které často přímo nasedají na MN. Véle (11) popisuje „Aktivní“ stoj jako stoj s koleny v mírné semiflexi, vyrovnanějšími křivkami páteře a hlavou ne v předklonu. Postavení kolen do semiflexe není součástí izolované MN. Zato vyrovnanější křivky páteře a hlavu nikoli v předklonu lze zahrnout do vlivu MN na postavení vyšších úseků. Je tedy patrná podobnost stoje s MN (který může být v samotné podstatě označen za aktivní) a aktivního stoje, u kterého jsou více angažovány svaly posturálního systému. Tyto však při delší aktivitě izometrického rázu budou vykazovat příznaky přetížení. (11) Formování MN navíc aktivuje fázické svaly nohy, které budou přetíženy mnohem rychleji než svaly posturálního systému.

Stoj s MN je tedy forma vzpřímeného držení neekonomická, pohybový aparát dlouhodobě zatěžující, je z dlouhodobého hlediska neudržitelná, a tedy nepřirozená. Při porovnávání fyziologického stoje a stoje s MN budou hodnoceny dvě příbuzné, nicméně značně odlišné formy vzpřímeného držení.

3.4. Postura

Posturu, dle Koláře, chápeme jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. (5) Zaujetí a udržení optimální postury je rozhodující součástí všech motorických programů. Postura je základní podmínkou všech pohybů, je nejen na začátku a konci cílených pohybů, ale je také jejich součástí. Velmi často proto bývá citován výrok R. Magnuse „posture follows movement like a shadow.“ Styčným bodem mezi posturou a pohybem je tzv. atituda, kterou Véle popisuje jako zaujetí cílově zaměřené polohy, po které následuje vlastní pohyb. (11)

Dobré zvládnutí a udržení postury, v tomto případě vzpřímeného držení, je zásadní pro schopnost správného navázání dalších pohybů. Lze tedy konstatovat, že dobrý stoj je nezbytný pro zvládnutí „korekčních pohybů“, udržujících stabilní vzpřímené držení.

3.4.1. Posturální funkce

K dynamickému udržování a udržení postury je v teoretické literatuře vyčleněna specifická funkce pohybového aparátu; posturální funkce, kterou zajišťuje posturální systém prostřednictvím aktivace tonických svalů. Tyto svaly jsou do jisté míry vymezeny a zároveň neoddelitelné od svalů fázických- pohyb konajících a využívaných lokomočním systémem. „Posturální motorika pracuje více s tonickými svaly schopnými vyvíjet sice menší úsilí, avšak po delší dobu. Při lokomoci, ale i při jemné motorice, se používá více fázických svalů, schopných vyvinout rychle větší sílu po kratší dobu. Překročí-li však udržování polohy schopnost tonických svalů, nebo při náhlé změně podmínek, je nutný zásah fázických svalů, aby se zabránilo destabilizaci s možností pádu. Posturální i lokomoční systém obsahuje oba typy svalů.“ (13) „Posturální systém se na fázickém pohybu účastní jako prvek zahajující, ukončující a zajišťující jeho plynulost v průběhu.“ (11)

„Posturální funkce je realizována především axiálním systémem, přičemž reaguje na momentální pohybové aktivity. Při anticipaci pohybu zvyšuje úroveň své činnosti, protože začíná nastavovat excitabilitu jednotlivých sektorů soustavy na vyšší úroveň, aby mohlo dojít k přípravě výchozí polohy; „Míra excitability udává celkovou úroveň posturální aktivity

a přímou úměrou závisí na stupni lability. Největší labilita, tím pádem i aktivita posturálního systému je v stoji.; Posturální systém je stále aktivní jako celek a mezi jednotlivými jeho složkami existují určitá konstantní funkční spojení. Vstupní signál vyvolá odezvu vždy v celé soustavě, ale programově různě diferencovanou.“ (11)

Změna aktivity kterékoliv oblasti posturálního systému v posturální situaci vyvolává změny aktivity posturálního systému jako celku jak na úrovni excitability, tak na úrovni samotné svalové aktivity, jejíž provázanost je vypracována ve svalové řetězce. „ Svaly souvisejí navzájem mechanicky svalovými snopci, vytvářejí funkční řetězce nebo smyčky propojující vzdálenější regionální oblasti, takže mechanicky integrují činnost systému jako celku, přesto však umožňují diferencovanou funkci lokální.“ (13) Polohou největší excitace je stoj. Zároveň nelze zcela oddělit aktivitu systému posturálního od lokomočního, které se liší mírou silového působení, způsobem a časovým rozvržením aktivace.

Kolář (5) jako funkční podjednotky posturální funkce uvádí posturální stabilitu, posturální stabilizaci a posturální reaktibilitu.

- **Posturální stabilita**

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému pádu. (10) Véle (13) se vůči pojmu stabilita ve vztahu k tělu vyhraňuje a přisuzuje jí pouze technický popis chování pevných těles, přičemž jediným správným pojmem je „stabilizace polohy“, jako výraz aktivního děje. Kolář nicméně zdůrazňuje pohybovou složku stoje jako kontinuální „zaujímání“ stálé polohy. Dále bude tato funkce uvažována jako stabilita.

- **Posturální stabilizace**

Dle Koláře se jedná o svalovou aktivitu, která zpevňuje segmenty těla proti působení zevních sil. Toto zpevnění prostřednictvím koaktivace agonistů s antagonisty umožňuje vzpřímené držení a lokomoci těla jako celku a je součástí všech pohybů.

- **Posturální reaktibilita**

Kolář ji popisuje jako reakční stabilizační funkci, která je generována při každém pohybu těla náročném na silové působení. Je tedy vázána na „silový“ pohyb, jenž není zahrnut v kinetice nerušeného vzpřímeného držení.

3.5. Stabilita stoje

Rozuměno posturální stabilita v užším slova smyslu. „Stav nestabilní je takový, ve kterém stačí malé úsilí k porušení rovnováhy (cihla postavená na nejmenší plochu). Těžiště leží vysoko nad opornou bází, jejíž plocha je malá. Tento stav u člověka je typický pro polohu ve stoje.“ (10) „Hlavním mechanismem zajištění posturální stability ve stoji je hlezenní mechanismus v předozadním směru, a kyčelní mechanismus ve směru laterolaterálním.“ (10) Tímto k úloze struktur nohy v udržení stability.

Základní podmínkou stability stoje v jeho nestabilitě je průmět společného těžiště těla = COG (centre of gravity) do oporné báze, která je tvořena sustentačním polygonem spojujícím nejvzdálenější body oporné plochy, vpředu baze metatarzů, po stranách laterální okraje nohou a vzadu paty. (10, 13) Vařeka (10) dále upravuje opornou plochu jako proměnnou veličinu, záviselící na ploše, která je momentálně využita k vytvoření oporné báze. Se změnou průmětu těžiště do oporné báze se tedy mění i velikost a tvar samotné oporné báze. Ocitne li se COG mimo opornou bázi, není nadále možné udržet danou posturu bez změny polohy opěrných bodů. (10)

COG se v čase dynamicky pohybuje v omezené oblasti, která může být vzhledem k středu oporné báze různě vychýlená. Véle (13), rozlišuje dva základní rozsahy pohybu COG, dle vnějších projevů stabilizace stoje.

„ Ve vzpřímené poloze v oblasti úzké centrální zóny podle Panjabiho, ve které nejsou ještě patrné korekční pohyby, udržují nastavenou polohu v kloubech krátké fixační svaly. Na obrázku (příloha 1) je naznačeno malé vnitřní stabilizační pásmo (centrální zóna), ve které nejsou patrné žádné viditelné odchylky od vertikály. Na udržování této polohy se podílejí krátké hluboké svaly páteře spolu s dýchacími svaly, protože používají muskulaturu trupu sloužící jak dýchacím pohybům, tak i posturální funkci. Tuto skutečnost prokázal Skládal na posturální funkci hlavního dechového svalu- bránice.

Širší zevní stabilizační zóna tvoří oblast viditelného stabilizačního pohybu, kde jsou již patrné zřetelné výchylky polohy i titubace, které vznikají korekčním zásahem záběrových svalů trupových i končetinových, které se snaží navracet CoP (= COG) do středu oporné stabilizační báze.“ (13) (viz příloha č. 1)

Čím je širší stabilizační zóna, tím je stoj náchylnější k opuštění momentální postury labilnější a jsou kladeny větší nárok na svalovou aktivitu, jelikož „Udržování stability vzpřímeného stoje je tím náročnější, čím více se průmět těžiště přibližuje okrajům plochy.“ (13) A jak již je uvedeno v kapitole 1.1.4., jsou při větších svalových nárocích zapojovány další fázické svaly. Stoj v rozmezí širší stabilizační zóny je neekonomický a méně stabilní než stoj v oblasti úzké centrální zóny.

Za projev zlepšení stability stoje lze tedy považovat zmenšení stabilizační zóny v oporné bázi. Od tohoto se odvíjí jedna metodika měření stability v praktické části, kde je poměřována velikost plochy COP při stoji prostém a stoji se zformovanou MN.

3.5.1. Průběh udržení stability

Za primární stabilizátory stabilního stoje jsou považovány hluboké svalové vrstvy páteře, které regulují intersegmentální postavení obratlů. Jejich reakce na posturální situaci předchází aktivitě krátkých svalů nohy a není okulometricky zaznamatelná. Až při potřebě větší vyvažovací reakce jsou zapojeny silné svaly v proximálních oblastech dolních končetin, pánve a mohutnější *erectores trunci*. Tato viditelná svalová aktivita probíhá disto-proximálním směrem. (11, 13)

Z posloupnosti zapojení svalů dle silově stabilizačních nároků plyne, že zformováním MN je zapojena jakási stabilizační svalová rezerva stoje pro náročnější situaci. Je otázkou, jak může působit takováto aktivita v situaci stabilního stoje, jako v situaci pro tuto aktivitu neadekvátní. Za předpokladu dostatečného zažití cviku a dobré inkorporace programu MN do podkorových center může dojít k zmenšení stabilizační báze. Stejně tak může působit jako faktor rušivý, nepříznivě zasahující do stabilizačních procesů.

3.5.2. Systémy zajišťující stabilitu stoje

Pro zpětnovazebné udržování polohy jsou nejdůležitější informace zprostředkované zrakem, vestibulárním aparátem a propiocepcí. Tyto tři informační zdroje se mohou do jisté míry vzájemně nahrazovat, nakolik jsou mezi nimi rozdíly v latenci spuštění posturálních korekčních mechanismů a v citlivosti na pohyb. Nejrychlejší a nejcitlivější je v tomto ohledu propiocepce. Souborem sdělovacích jednotek propiocepce jsou propioceptory. Procesu udržování stability je přizpůsobena strukturalizace a rozložení propioceptorů, kdy jsou ve větší míře lokalizovány do oblastí plosek, kotníků, kyčlí, a krční páteře. (8) Obzvláště důležitý význam při udržování posturální stability je přikládán propiocepci z okohybných svalů, oblasti páteře (zejména krční) a samozřejmě z dolních končetin (zejména z plosek). (11) Vzhledem k potřebě co nejrychlejší zpětné odezvy z pohybového aparátu na informaci o jeho stavu v stoji lze předpokládat, že nejdůležitější využívanou senzorkou složkou je právě propiocepce. Při vyřazení zraku a receptorů vestibulárního aparátu z procesu stabilizace je nervový systém schopen udržet stabilní stoj pouze na základě informací z propioceptorů. „Vyřazení“ zraku i receptorů vestibulárního aparátu lze docílit ve vzpřímeném stoji na rukách, kdy je hlava volně zavěšena v souladu s gravitačním působením a oči jsou zavřené. V takovéto situaci nečiní jedinci, v stoji na rukách trénovanému, žádnou potíž udržet vzpřímený stoj. Zároveň se pocit posturální jistoty a počínající desekvilibrace dostavuje v souladu se zvyklostmi ve vzpřímeném stoji. (15)

- **Propriocepce**

„V metodě jde tedy v zásadě o ovlivnění pohybu a vyvolání reflexního svalového stahu v rámci určitého pohybového stereotypu facilitací několika základních struktur, a to propioceptorů, které se výrazně podílejí na řízení zvláště stoje a vertikálního držení, a dále na aktivaci spino- cerebello- vestibulárních drah a center, které se významným způsobem podílejí na regulaci stoje a provedení přesně adjustovaného a koordinovaného pohybu.“ (3) Nejen, že je propiocepce prvořadá pro udržení stoje, ale je i primárním mechanismem, jehož prostřednictvím SMS provádí programové změny hybnosti neuromuskulárního

aparátu. MN je v rámci tohoto konceptu určena k stimulaci receptorů plosky nohy, jakožto předního zdroje aferentace pro udržení stoje. (viz kap. 1.1.)

- **Proprioceptory**

Do této skupiny se řadí receptory, které jsou zdrojem informací vedoucích k určení polohy a pohybu jednotlivých částí pohybového aparátu v prostoru a vzájemně proti sobě v daném čase. Rychle se adaptující receptory vysílají signál pouze zlomek vteřiny při změně vnímaného podnětu a jsou považovány za snímače pohybu tělesných segmentů. Oproti tomu pomalu se adaptující receptory vysílají informaci o přisouzené modalitě po celou dobu dráždění, proto jsou považovány za senzory polohy těla a jeho částí. Často podobné, nebo identické receptorové struktury se nacházejí v různých tkáních. Slouží k zpětnovazební kontrole pohybu, do jisté míry zasahují i do jeho řízení, a zároveň slouží jako subsystémová ochrana pohybového aparátu před sebepoškozením.

V závislosti na svalové aktivitě a jejím vlivu na propriocepci při MN jsou nejdůležitějšími receptory svalové vřeténko a Golgiho šlachové tělísko. Oba druhy receptorů jsou významné pro svoje monosynaptické reflexy v rámci funkčního rozdělení svalových skupin na agonisty a antagonisty. Tyto funkce nicméně pro stabilní stoj, kdy svalové skupiny pracují na principu koaktivace, postrádají význam; nebudeme se jimi proto dále zabývat. (13) Je zde důležitá zejména jejich informace o pohybu do CNS.

Zformováním Malé nohy dochází i k změně prakticky všech kloubů nohy, což má nepochybně vliv na další důležité proprioceptory ve vazivových strukturách kloubů. S určitostí lze nicméně konstatovat pouze, že při MN se jimi sdělované informace mění.

3.5.2.1. Svalové vřeténko

Základní stavební jednotky vřeténka jsou intrafuzální vlákna a receptorová oblast. Intrafuzální vlákna, obsahující kontraktilní aparát, přijímají aferentní signály z gama motoneuronů v retikulární formaci. Svalové vřeténko vazivově souvisí se svalem a sleduje

jeho statickou délku i dynamické prodloužení. (13) Jeho dráždivost nastavuje signalizace gama motoneuronů lokalizovaných v retikulární formaci. „Aktivace gama motoneuronů způsobuje stažení koncových partií intrafuzálních vláken. Tím dojde k protažení jejich nekontraktibilních centrálních částí. Toto mechanické předpětí receptorové oblasti způsobuje, že na stejně velké následující protažení svalu zareagují sensorické terminály výrazně vyšší vzruchovou aktivitou. (6) Tím se nastavuje dráždivost vřeténka. Signalizace z vřeténka vystupující jednak kolaterálou přechází přímo k alfa motoneuronu vlastní motorické jednotky a snižuje práh jeho dráždivosti. (13) Dále, prostřednictvím drah zadních provazců míšních a mediálního lemnisku jsou informace vedeny do somatosenzorického kortexu, dále prostřednictvím spinocerebelárních drah a cuneocerebelárního traktu do mozečku, odkud je jemně dostavována úroveň excitability alfa motoneuronů a tím je řízena pohybová koordinace. (6, 13) Předpokládá se, že signál ze svalových vřetének, proniknuvší do mozkové kůry, může prostřednictvím asociačních korových spojů aktivovat neurony kortikospinálního traktu a jejich pomocí pak excitovat alfa motoneurony téhož svalu, ze kterého podnět vzešel. Jde o tzv. transkortikální myotatický reflex. (6)

Zmnožení, či zkvalitnění informace ze svalového vřeténka při MN lze uvažovat za předpokladu zvýšené excitability retikulární formace, což se do jisté míry může dít recipročně na podkladu předpokládaného transkortikálního myotatického reflexu. Takovéto úvahy lze označit za hypotetické a vliv svalových vřetének při zformované MN jako za ne zcela jednoznačný.

3.5.2.2. Golgiho šlachové tělísko

Golgiho šlachové tělísko je uloženo v svalové šlaše a informuje o napětí svalu. Citlivost šlachových tělísek je rozdílná za podmínek, kdy je receptor drážděn pasivním napínáním svalu, a za situace, kdy je stimulován aktivní svalovou kontrakcí. Při pasivním napínání svalu není stupeň podráždění šlachových tělísek velký, naopak při aktivní svalové kontrakci vykazují Golgiho šlachová tělíška vysokou citlivost. Informace jsou přenášeny prostřednictvím drah zadních provazců míšních a mediálního lemnisku do

somatosenzorického kortexu a prostřednictvím spinocerebelárních drah a cuneocerebelárního traktu do mozečku.(6)

Zatímco změna signalizace ze svalového vřeténka je závislá na možné excitaci CNS v průběhu MN a její vliv na sdělované informace vyšším řídicím centřům je méně zřejmý, u Golgiho svalového vřeténka lze zcela jasně vyvodit zmnožení informačního toku následkem tonizace svalů MN formujících. Všechny proprioceptivní informace ze svalových vřetének, Golgiho šlachových tělísek i kloubních proprioceptorů vedou kromě korových struktur do podkorového centra koordinace pohybu mozečku. Mozeček je zde hlavním představitelem podkorových struktur, které jsou zdůrazňovány jako primární regulační centra udržení postury. (1, 2, 6, 13) Zvýšená signalizace z proprioceptorů zároveň způsobuje na míšní úrovni zvýšení excitability motoneuronů, čímž může být dosaženo urychlení nástupu kontrakce.

3.5.2.3. Mozeček

Spolu s korovými oblastmi pohybu a bazálními ganglii tvoří mozeček základní modifikační strukturu reprodukce svalové aktivity. Hraje zásadní úlohu v načasování svalové aktivity, rychlém přechodu z jednoho pohybu do druhého, udržení stability a taktéž v souhře agonistických a antagonistických svalových skupin.

„Všechny eferentní výstupy mozečku působí výhradně inhibičně na napojené struktury. Pro tuto inhibiční funkci přirovnali australský neurofyziolog Eccles a Japonec Ito funkci mozečku k práci sochaře. : Tak jak sochař „ubírá“ z kamenného bloku postupně materiál a tím cizeluje výsledný tvar sochy, tak i mozeček „inhibuje“, čili rovněž „ubírá“ z hrubé aktivity mozečkových a kmenových jader vzruchovou aktivitu a tímto způsobem cizeluje jemně motorický výstup do koordinovaného pohybu.; Inhibicí nadbytečně aktivovaných svalů zpřesňuje a koordinuje pohyb, přispívá k jeho ekonomizaci a tím zlepšuje pohybový výkon.“ (13)

Dle vykonávané funkce a zároveň dle přibližného fylogenetického vývoje se Mozeček dělí na tři části: vestibulocerebellum, paleocerebellum, neocerebellum.

- Vestibulocerebellum, fylogeneticky nejstarší část, je spojen aferentními drahami s ganglii, s jádry vestibulárního aparátu a se zrakovým systémem. Eferentně je spojen opět s vestibulárními jádry. Hlavní funkcí této části je udržování vzpřímeného postavení při stoji a lokomoci.
- Neocerebellum, fylogeneticky nejmladší oblast, je tvořeno laterálními částmi mozečkových hemisfér. U člověka je oproti ostatním živočichům, kteří jí disponují, nejvíce rozvinuta. V interakci s motorickou kůrou plánují a programují pohyb.

Paleocerebellum- (spinální mozeček) je morfologicky tvořen vermis a paravermálními oblastmi mozečkových hemisfér- intermediální zóna.

Aferentní informace vstupující do kůry spinálního mozečku pocházejí z míchy i z kůry mozku. Předpokládá se, že spinocerebellum dostává kopii zamýšleného pohybu z kůry, kterou následně porovnává s reálným schématem pohybu zprostředkovaným propriocepcí. Pokud zamýšlená forma pohybu neodpovídá reálnému stavu, mozeček zásahem do aktivity neuronů sestupných motorických drah koriguje a upravuje vzniklou inkongruenci. I přes vyspělost nervového systému nicméně není možné, aby byla podávána proprioceptivní informace do mozečku přesně v čase výkonu pohybu. Spinocerebellární dráhy využívají rychlých vláken, s přenosovou rychlostí 120 m/s. Rychlost je to vysoká, nicméně stále tímto vzniká časová prodleva 15- 20 ms, než se informace z nohy dostane k zpracování do mozečku. Za tento čas se například noha rychle běžící osoby posune o 10 cm. Tento problém zřejmě řeší práce Mozečku s proprioceptivní informací o dynamice a směru pohybu- kinestezí. Z těchto informací Mozeček počítá pravděpodobnou dráhu a rychlost pohybu, čímž získává „představu“ o budoucí konfiguraci pohybového aparátu. Pohyb je tedy ovládán v předstihu na základě predikce. Toto je zároveň klíčem pro plynulé napojování pohybů. (2, 6)

Pakliže platí zmnožení proprioceptivních informací, plynoucí z aktivace svalů nohy a bérce při formování Malé nohy, dostává se do mozečku více užitečných informací. (za předpokladu jejich užitečnosti) Mozeček má tímto k dispozici více údajů, ze kterých může počítat budoucí stav pohybového aparátu. Přirovnáme-li tento stav k vyjádření plynule,

zároveň nelineárně probíhající matematické funkce grafickou linkou v Kartézské soustavě souřadnic, platí, že čím více je zaneseno bodů do soustavy, tím blíže ke svému skutečnému umístění je zakreslena množina nezanesených bodů do soustavy prostřednictvím pravděpodobnostní grafické linky. Stejně tak je mozeček schopen přesněji určit budoucí pravděpodobnou konfiguraci pohybového aparátu a o to přesněji modulovat pohyby. Je to, jako když si, již výše zmiňovaný, k mozečku přirovnávaný sochař, vezme drobnější nářadí a začne na kamenné soše tesat jednotlivé chlupy.

3.5.2.4. Excitabilita

Excitabilita= dráždivost, resp. míra připravenosti organismu úzce souvisí s jeho schopností přijímat a zpracovávat informace. Tyto procesy souvisejí se stavem „připravenosti“, nebo se stavem „odpočinku“, podle současného stavu organismu a stavu vnějšího prostředí. Zároveň přímo souvisejí se svalovým napětím: „Zevně se jeví úroveň dráždivosti jako určitý stupeň svalového napětí až svalového neklidu.“ (13) V stresové situaci, v stavu vrcholné připravenosti neuromuskulárního aparátu, je neurofyzilogickými pochody snižován práh citlivosti k vnějším podnětům na základě neuro- vegetativní reakce. Při zformování MN uvádím volně část pohybového aparátu do stavu zvýšené připravenosti, která se přenáší do celého pohybového aparátu (viz. 1.1.4.) a zpětně pozitivně ovlivňuje excitabilitu centrálních nervových struktur.

Účinek MN na této úrovni může být podobný, jako když se osoba pohybuje po kluzkém povrchu, např. ledu, bez patřičného protiskluzového vybyvení. Svaly, zejména v oblasti kyčle se dostávají do stavu zvýšeného napětí, které se přenáší po svalových řetězcích a zároveň dochází k stavu „nabuzení“ centrálních řídicích struktur, které musejí adekvátně reagovat na jakékoliv podněty, které nelze dopředu přesně předvídat. Zde si lze povšimnout nápadné podobnosti se situací stabilního stoje, kdy se neustále vyvažovací reakce taktéž nedějí na základě předpokládaných podnětů a na řídicí centra jsou kladeny vrcholné nároky ohledně rychlosti a přesnosti reakce jak v načasování, tak v míře

vyvinutého stabilizačního úsilí. Zde se nabízí tvrzení, že „malou nohou“, prostřednictvím volní aktivity v periférii, se zvyšuje aktivita- excitují se řídicí centra pohybu.

3.5.2.5. Ostatní

Jako majoritní účinek komplexní metodiky SMS je kromě facilitace na úrovni proprioceptorů a koordinačních drah pohybu též uváděno urychlení nástupu svalové kontrakce a lepší automatizace pohybových stereotypů. Tyto faktory by zcela jistě mohly být považovány za velmi užitečné v rámci udržení stability, nicméně průkaz těchto účinků je založen na kompletní cvičební řadě SMS a další práce s ní. Není tedy adekvátní přisuzovat tyto účinky i samotné MN.(3) Je také otázkou, nakolik jsou uváděné účinky MN zamýšleny v rámci její izolované funkce, či spíše v rámci parciální úlohy v komplexu SMS.

3.6. Závěr prvního oddílu

Tímto budiž postihnuto teoretické působení MN v rámci stability stoje. Jsou zde zahrnuty faktory, které jsem dle dostupné literatury pojal za důležité a v rámci literárních zdrojů za prokazatelné, či vyvoditelné, aniž by museli být teoretické, či hypotetické závěry jednotlivých částí bezprecedentně považovány za nekorektní. Jak naznačuje Vařeka (2), udržování stability stoje je možná mnohem složitější, než je v této práci vyobrazeno: „V zajišťování posturálních a motorických funkcí má svou roli také laterálita, která je v této souvislosti chápána jako stranová asymetrie v zapojení párových orgánů. Jsou známy rozdílné funkce končetin při zajišťování optimální postury v klidu i při pohybu. Zřejmé rozdíly u dolních končetin můžeme vidět hlavně ve stoji, především v případě tzv. atitudy. Jedna dolní končetina má funkci převážně stabilizační a/ nebo brzdící, u druhé je to naopak funkce dynamická nebo zrychlující.“ (2)

4. Teoretická část oddíl druhý

4.1. Úvod II.

Podnětem k zrodu této teoretické části, byla má snaha pracovat s vlastním plochonožím dle metod přednášených v průběhu studia. Mezi často zmiňované terapeutické postupy patří právě MN a zmínka o chůzi naboso bývá v odborné literatuře pravidlem. V rámci individuální práce s těmito doporučeními jsem dospěl k zjištění velmi úzké spojitosti v práci svalů při formování MN a při bipedálním pohybu naboso. Při pohybu naboso po nekulturním povrchu dochází k velmi podobné práci svalů nohy jako právě při zformované MN. Ústřední vyvozenou myšlenkou je připodobnění funkce svalů nohy obuté k funkci svalů nohy bosé, za využití cviku MN.

Hypotézy, na kterých je vystavěn tento teoretický oddíl, zejména potom kapitol č. 2.3.1., 2.3.2., 2.4.1.1.1., 2.5.1., 2.5.2, jsou založeny převážně na poznacích a vyvozených domněnkách vzniklých v průběhu práce s cvikem MN na vlastní osobě v období let 2012-2014.

4.2. Úloha „Malé nohy“ ve funkci „civilizované“ nohy

Dle evolučního vývoje lze předpokládat, že noha je ideální forma aparátu zajišťující styk s podložkou v bipedálních posturálních situacích. Jako mnoho biofyzikálních nástrojů ve své stavbě a funkci snoubí vícero protichůdných funkcí, jejichž optimální poměr je výsledkem evolučních potřeb člověka ve vztahu k bipedálnímu pohybu. Tento evoluční proces probíhal ve většině svého času v prostředí ve větší míře neupraveném lidskou myšlenkou. S rozvojem lidských dovedností a potřeb přichází i bota. Užívání obuvi je v evolučním měřítku nohy velmi mladou záležitostí a historicky tuto „výsadu“ užívala minoritní část populace. Až velmi nedávno, s rozšířením a rozvojem novodobé civilizace se udál „masový“ přechod nohy do boty. Tento proces nyní dále pokračuje a zemské regiony jsou „postiženy“ dle míry civilizačního rozvoje. Vzhledem k evolučním reáliím je zřejmé, že noha, v celkovém měřítku, musí být přechodem do boty značně „v šoku“. Tento stav nepřízpusobení se je provázen mnohými nežádoucími projevy, jak v lokálním rozsahu samotné nohy a jejího nejbližšího okolí, tak v celkovém působení na pohybový aparát. Nejvýraznějšími lokálními účinky jsou četné insuficientní stavy klenby nohy a hlezenního kloubu.

Na trhu je velké množství druhů obuvi, které jsou v zásadě děleny do skupin vhodné a nevhodné. Jedním z hlavních hledisek, která určují vhodnost obuvi, je její vliv na klenbu nohy. Pakliže bychom vzali v potaz pouze výše zmiňované hledisko evoluční, bylo by příznačné označení jakékoliv obuvi jako zcela nevhodné. Vzhledem k civilizačním a lokálně podnebním okolnostem stává se obuv nezbytnou a ve vztahu ke klenbě nohy je za obuv vhodnou považována ta, která má pružnou podrážku a vytvarovanou pasivní oporu pro klenbu nohy.

4.3. Klenba nohy

Klenba nožní je funkční uskupení kostry nohy, které plní důležitou funkci tlumení nárazů při dopadu nohy na podložku, rozděluje zátěž na plantu v stoji, zároveň zajišťuje ochranu měkkých tkání nacházejících se na plantární straně nohy a podmiňuje dynamickou funkčnost nohy. Hlavními opěrnými body klenby jsou tři body- hlavička metatarzu palce- bod A, hlavička metatarzu malíku- bod B a hrbol patní kosti- bod C. Tyto body rozdělují nožní klenbu na přední příčnou (A-B) , laterální podélnou (B-C) a mediální podélnou část (A-C). (1, 12)

4.3.1. Svalové zajištění klenby

Mediální podélná část klenby je, s vrcholem os naviculare, značně vyšší než část laterální, která je zároveň méně rigidní. Podélné klenutí zajišťuje převážně vazivový aparát planty orientovaný podélně (hlavně lig. plantare longum a plantární aponeurosa), který ale není schopen sám bez aktivity svalů nohy (m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a povrchové krátké svaly planty) klenbu udržet.

Příčná část klenby je mezi hlavičkami prvního až pátého metatarzu, přičemž nejnápadnější je v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. Na jejím udržení se podílejí napříč probíhající vazy plantární strany nohy a šlašitý třmen, tvořený úponovými šlachami m. tibialis anterior a m. fibularis longus, které se shodně upínají na bazi metatarzu palce.

4.3.2. Dynamická funkce svalů klenby

Literární prameny shodně uvádějí, že k udržení nožní klenby je zapotřebí vazů i svalů. Ve stoji dochází k zvýšení klenby a zkrácení vzdálenosti pata- metatarz palce, což je způsobeno aktivitou posturálních svalů oproti poloze nezatížené vleže, jak píše Véle.(11) Už

se ale trochu rozcházejí ve funkci samotných fázických svalů. Véle uvádí: „Ukázalo se, že u primitivních národů, které chodí na bosu, jsou nohy při stoje relativně ploché, ale při chůzi se klenba zvedne. Takováto noha má dynamický charakter funkce. U lidí, kteří nosí boty, je klenba stejná ve stoje jako při akci (boty působí jako dlaha). EMG studie ukázaly, že krátké svaly nohy se neaktivují ve stoje, ale při odvíjení nohy. To by svědčilo tomu, že při statické zátěži je klenba nohy držena ligamentózně a při dynamické zátěži se připojuje činnost svalová.“ K tomu dále odhaduje, že při přenosu energie na podložku v odrazové fázi, dlouhé svaly udržující klenbu nesou asi 20 % dynamické zátěže působící na klenbu, zbylých 80 % spočívá na plantárních vazech a vnitřních svalech nohy. (11)

Dylevský aktivitu svalů popisuje takto: „Pouze svaly k udržení nožní klenby nestačí. Elektromyografické studie totiž ukazují, že při normálním zatížení (stoj, chůze) nejsou svaly- dosud považované za zcela klíčové- vůbec aktivovány a k jejich kontrakci dochází teprve při zatížení, které se ale při běžné chůzi nikdy nevyskytuje. Výsledky stabilometrických měření ukazují, že 60 % hmotnosti těla směřuje do zadní části nohy a 40 % do přední části nohy. Celý problém zřejmě spočívá v tom, že aktivně se kontrahující svaly (registrované EMG) představují dynamickou rezervu, která se uplatňuje až na noze vystavené zvýšené zátěži.“ (1)

Jsou tedy předkládány dva poznatky, oba potvrzené fyzikálním měřícím vyšetřením EMG, oba naznačující inaktivitu svalů klenby v stoje, rozcházející se pouze v míře zapojení svalů do mechanismu pohybu. Zatímco na jedné straně je připisován svalům význam už v základní fázi chůze, na druhé straně je tato účast v chůzovém mechanismu do jisté míry popírána a nahrazena úlohou „dynamické rezervy“ při zvýšené zátěži. Společným znakem v obou případech je nicméně funkce svalů nohy jako dynamické rezervy, což je, v shodě s poznatky uvedenými v teoretické části stoje s MN.

4.4. Funkce svalů bosé nohy

4.4.1. Úloha svalů plantární strany nohy

Jednou z funkcí klenby nohy je i ochrana měkkých tkání vyskytujících se na plantární straně nohy. Jestliže je noha vystavena kontaktu s rovným povrchem, samotná, pasivně uvažovaná klenba nohy plní svou roli příkladně. Když je ale „civilizovaná“ noha vystavena povrchu nevyhlazenému, ideálně povrchu vyskytujícímu se na prosté louce, je takováto chůze z počátku plna nepříjemných podnětů z planty, na kterou „útočí“ předměty nebyvalého tvaru a ostrosti; v botě úkazy zcela neznámé. Tyto podněty jsou o to nepříjemnější tím, že se dostávají do přímého kontaktu ne jen s „klasickými“ kontaktními plochami opěrných bodů klenby, ale i s povrchem samotné klenby. Povrch klenby je dokonce místy vystaven roli primární nosné struktury, např. při náslapu na travní drn. Na toto reagují krátké svaly nohy kontrakcí. Jsou to zejména svaly přítomné na plosce nohy- m. abduktor hallucis, m. flexor hallucis brevis, m. adduktor hallucis, m. flexor digitorum brevis, m. abduktor digiti minimi, m. quadratus plantae a snad i ostatní svaly plantární strany nohy. Svaly palce na noze se aktivují spolu s vnitřními svaly nohy podle velikosti tlaku na nohu a při odvíjení je jejich aktivace značná zejména při rychlejší chůzi naboso, zejména na písku a v podobném terénu. (12) Tato aktivace svalů se projevuje jako celkové zpevnění, či až ztuhnutí nohy a děje se tak jako reflexní odpověď na stimulační podněty z plosky. Možná se tak děje za účelem ochrany měkkých tkání klenby nohy, mezi něž patří i samotné svaly, které mohou chránit sami sebe před poraněním následkem tlakového působení mezi podložkou a kostěnými strukturami nohy. V rámci koaktivace zřejmě dochází k aktivaci i dlouhých svalů nohy a tím k zpevnění hlezenní oblasti. (15) Dále je tato aktivita přenášena na vyšší svalové struktury v rámci řetězení svalové aktivity. Takováto celková aktivace svalů nohy velmi připomíná kognitivní zformování MN.

Celkově dochází naboso k jistým změnám v mechanismu chůze a v přenosu síly na podložku. V případě běhu, byl dokonce popsán zcela rozdílný stereotyp běžců v běžecké obuvi a naboso. Běžci naboso po letové fázi kontaktují zem nejprve špičkou, až poté dopadá pata. Dochází tím k snížení zátěžových sil působících na plantu a celý pohybový

aparát oproti „klasickému“ pojetí běhu v obuvi, kdy první dopadá na zem pata, až poté špička. (13)

4.4.2. Obuv- senzitivní deficit

Kontaktním povrchem „civilizované“ nohy je dnes v drtivé většině vnitřní povrch boty, či rovná podlaha. Chybí zde stimulační prvky přirozeného povrchu, které nutí svaly nohy k aktivaci. Chybí zejména dráždění povrchových receptorů plosky nohy. Zprostředkování informací z plosky je v značné míře ponecháno výhradně receptorům tlaku a proprioceptorům reagujících na napínání vnitřních struktur nohy. Jak píše Véle : Vnitřní svaly nohy se aktivují při adaptaci na terén, jehož nerovnosti proprioceptivně i taktilně vnímají.“ (13) V botě tedy dochází k vyřazení části vnímaných modalit, které mohu působit reflexně na míšni (reflexní oblouk, snížení prahu dráždivosti motoneuronů) a subkortikální úrovni. Tento informačně- facilitační deficit způsobuje celkové snížení aktivity svalů nohy, což může být příčinou právě dnes poměrně četného plochonoží a instability hlezenního kloubu, spojeného s četnými traumatologickými stavy kloubního aparátu hlezna.

4.5. Plochá noha

Příznaky ploché nohy lze rozdělit na morfologické, fyziologické a funkční. (7, 13)

- morfologické: pokleslá podélná a příčná klenba, vbočená pata
- fyziologické: zvýšená únavnost nohou, „píchání“ v plantě, bolesti na přední ploše bérců, bolesti kolen
- funkční: propad nožní klenby při zatížení a při odrazové fázi pohybu

4.5.1. Terapie ploché nohy

Terapeutické přístupy věnující se nápravě ploché nohy lze rozdělit na aktivní a pasivní.

4.5.1.1. Aktivní přístupy

Jako aktivní terapie ploché nohy je doporučován jak soubor cviků, zaměřených na práci se svaly nohy včetně MN, tak různé způsoby stimulace plosky nohy, často chůze, či šlapání po nerovném povrchu. Je přitom kladen důraz na působení na plosku v období vývoje dítěte. Je nicméně otázkou, nakolik je možné časově izolovanými cviky plosky dosáhnout uspokojivého výsledku. Vezmeme-li v potaz, že jsou to cviky vyžadující soustředění a klid, bez většího pohybového výsledku, bylo by krátkozraké domnívat se, že průměrně aktivní a neposedné dítě bude toto cvičení provádět v dané četnosti, se zaujetím a soustředěností. Jako lepší, zejména v období dětství, jeví se, i z důvodu uvedených v kapitole 2.3., stimulační metody na plosku působící, ideálně dlouhodobý pohyb po neupraveném terénu, kdy jsou přítomny i náročnější silové situace v případě běhu. Zde může být pohyb naboso jen prostředkem k jinak pro dítě zajímavé činnosti.

4.5.1.1.1.Kognitivní metoda

V období kognitivní zralosti lze již zavést terapii volní aktivace utlumených svalových skupin, právě formováním MN. Dochází zde k vědomému nahrazování stimulačních podnětů „kognitivní metodou“. MN je vhodné cíleně užívat v zátěžových dynamických situacích. Časem tato aktivace přechází do podvědomí a inkorporuje se do pohybových stereotypů.

Další sdekvátní situací pro aktivní formování MN je statická funkce nohy v dynamické situaci. Příkladnou situací může být jízda na kole, kdy je na chodidlo dynamicky přenášena celá váha jezdce, zatímco samo konstantně setrvává v stejné fázi. Tento úkaz je umocněn při užití „nášlapných“ pedálů, kdy je bota pevně fixována k pedálu a má často zcela rigidní podrážku- nedochází k odvíjení planty. Během přenosu váhy může při insuficienci klenby docházet k funkčnímu propadání klenby, které časem vede k „píchání“ v plantě. To vede často k reakci vyhýbání se bolestivému podnětu a přenesení váhy na vnější malíkovou hranu chodidla. Toto zásadní narušení stereotypu v důsledku přináší narušení fyziologické funkce kolenního kloubu a k jeho patologickým bolestem různého rozsahu, které mohou až znemožnit jízdu na kole. (15) Řešením v tomto případě je aktivní zformování MN a návrat k fyziologickému přenosu váhy. Bolest v koleni velmi rychle ustupuje a někdy se i snižuje bolestivost planty.

K stejnému propadání klenby může docházet i ve fázi odrazu chůze. Při chůzi je aktivita svalů zajišťující klenbu stimulována změnami polohy a odvíjením planty. Výše popsané nefyziologické procesy mají tímto tendenci nabývat menšího rozsahu.

4.5.2. Pasivní přístupy

Dalším řešením ploché nohy je pasivní terapie v podobě individuální ortopedické vložky, která poskytne klenbě ideální podporu v jakékoliv situaci. Nevýhodou je nicméně snížení nároků na už tak utlumené svaly, čímž se noha stává na vložce závislou v plném rozsahu lokomoční funkce. Zároveň jsou kladeny vysoké nároky na vhodnost obuvi v ohledu

na uchycení nohy. V jistých případech lze o vložce uvažovat jako o řešení optimálním, jelikož v „kognitivní metodě“ platí jistá individuální omezení zvládnutí pohybu a jeho zanesení do pohybového stereotypu. „ Většina autorů se shoduje na tom, že změny posturálního chování je možné dosáhnout jenom v určitých mezích daných individuálně pohybovou ontogenezou a spíše u individuí schopných uvědomovat si svoje kinestetické počitky.“ (11) Dalším velkým omezením úspěšnosti kognitivní metody je nedostatečná motivace jedince k výkonu cvičení a nepolevující odhodlání provádět MN v každodenních situacích. Pro dlouhodobou účinnost této metody je zapotřebí dlouhodobé práce s MN, jelikož trvalá přestavba pohybového programu vyžaduje delší proces, který přeprogramuje již zažitá stereotypy. (11) Ve většině případů je nicméně jakákoliv aktivní terapie dodržována po omezenou dobu v průběhu, a po nežádoucích příznacích. Tyto příznaky musí opakovaně „trýznit“ svého majitele, aby si uvědomil potřebu vykonávat terapii, i když ho právě nic netrápí. Zásadní překážkou „kognitivní terapie“ může být také dlouhodobé přetěžování svalových skupin aktivovaných při MN, které může být důvodem k pochybnostem o účelnosti tohoto přístupu. K zjištění dlouhodobého vlivu takového formování MN by byla zapotřebí další rozšiřující práce.

Jako funkci vložky si lze nicméně představit i poskytnutí ideální polohy či nastavení pro aktivaci svalů nohy. (14) Tímto vede „pasivní“ vložka k aktivaci a není zcela korektní diskutovat tyto vložky jako čistě pasivní. Polemika o vložkách je nicméně velmi rozsáhlé téma a pro účely této práce budiž postačující takováto velmi zkrácená forma.

4.6. Hlezno

Hlezno je trochleární kloub, primárně stabilizován svou anatomickou strukturou a vlastním vazivovým aparátem. Vzhledem k anatomickému uspořádání je hlezenní kloub nejméně stabilizován v plantární flexy. Převedením do mechanismu chůze se jedná o druhou část opěrné fáze- Foot flat- plný kontakt a zatížení celé nohy.(11) Jedná se o fázi, kdy se stává nejvíce příhod poškozujících kloubní aparát. „Ve fázi opory přilne noha k oporné ploše, kterou uchopuje, aby mohla zajistit spolehlivou oporu pro působení reaktivní síly. Dochází při tom ke střídavé pronaci a supinaci nohy, která může při velké nerovnosti plochy vést až ke sklouznutí s následnou subluxací v kotníku spojenou s poškozením ligament a kloubního pouzdra.“ (13) Nejsou nicméně výjimkou případy, kdy dochází k poškození hlezna prostým „špatným našlápnutím“ na zcela rovném povrchu. Je spíše nepravděpodobné, že by bylo hlezno primárně vytvořeno s takto celkem zásadním nedostatkem, ústícím v poškození typologie „ono nějak samo“.

4.6.1. obuv- destabilizace hlezna

V zajištění stability hlezna, je důležitá, stejně jako v stoji, rychlost a koordinace svalové aktivity, přičemž čím dříve dochází k optimální korekci, tím je udržení ideálního nastavení méně náročné na míru svalové kontrakce. Nejdůležitější fází je počáteční kontakt plosky s podložkou. Právě v této fázi dochází v případě bosé nohy na nekulturním povrchu k počáteční taktilní stimulaci povrchových receptorů plosky nohy, která reflexně zajistí napětí stabilizačních svalů hlezna. Až na tuto primární aktivitu, nasedá vjem propioceptivní ze zatížení nohy. V botě je vyřazena úvodní fáze taktilního vjemu, čímž se stabilizace a příprava celé nohy na kontakt s opěrnou plochou dostává do zpoždění a je závislá až na tlakových a propioceptivních podnětech, čímž jsou kladeny zvýšené nároky na řídicí i výkonné mechanismy zajišťující stabilizace hlezna.

Obuv navíc do jisté míry mění i typologii nerovností, s nimiž se musí noha vypořádat. I když je bota uspokojivě pružná, dochází podrážkou k převodu části nerovností na nakloněnou rovinu. Je zde tlumen proces šíření adaptace kloubů nohy na nerovnost a je

zvýšená tendence převádět nerovnost přímo do hlezenního kloubu, což opět zvyšuje funkční nároky na něj.

Bota zhoršuje adaptační vlastnosti nohy a zároveň zvyšuje nároky na její funkci. Tímto se výrazně rozevívá prostor pro možná traumata hlezenního kloubu.

4.6.2. MN- aktivní stabilizace hlezna

Při nadměrném zatížení nohy, např. v podobě nošení těžkých předmětů v neupraveném prostředí, je zvykem vybavit nohu obuví s funkcí stabilizace hlezna přidanou vnější stabilizační oporou. Je známo, že po delším období pohybu v takovéto obuvi dochází k oslabení perimalleolárních stabilizačních svalů, jako adaptace na přidanou oporu a sníženou potřebu vlastní stabilizace. Tímto je hlezno po sejmutí dané obuvi vystaveno zvýšenému riziku traumat. Užívání takovéto obuvi má nicméně zcela jistě své opodstatnění právě v prevenci traumatických stavů v rizikových situacích, jako je například nadměrná zátěž. Zároveň není důvod pochybovat o empiricky vyzorované nižší incidenci traumatických stavů hlezna s vnější stabilizací.

Stejně, jak užití podpůrné obuvi má za následek oslabení perimalleolárních svalů, může být užití obuvi bez vnější opory kotníku v zátěžové situaci využito k posílení těchto svalů. Musí zde být ale užito jiné formy stabilizace hlezna k snížení nebezpečí traumat. Právě zde lze opět využít „kognitivní terapie“ malou nohou. Vzhledem k anatomickému uspořádání perimalleolárních struktur (viz příloha č.2) dochází zformováním NN jak k prostému fyzikálnímu zpevnění hlezna, tak důsledkem stimulace proprioceptorů k snížení prahu dráždivosti motoneuronů na informační podněty. Toto ústí spolu s pasivní složkou zpevnění v lepší stabilizaci kloubu.

Je nicméně důležité si uvědomit nezbytnost zvýšené pozornosti, místy až potřeby „silové“ koncentrace k zajištění stabilizace hlezna touto formou, při daných terénních podmínkách. Zejména zpočátku, kdy je aktivace MN více záležitostí korových struktur, může docházet rychle k únavě jak nervových řídicích center, tak samotných svalů MN zajišťujících. Únava je v tomto případě přímým rizikovým faktorem a je indikací k odpočinku.

V dalším průběhu užití dané metody je vhodné průběžně vyhodnocovat a diverzifikovat rizikovost terénu a vhodně určovat stupeň aktivace svalů MN, aby byl abnormálně zatěžovaným svalům alespoň částečně umožněn odpočinek v prevenci brzkého přetížení těchto svalů. Při vyhodnocení velmi obtížné situace zároveň není výjimkou až opravdu tuhé „zatnutí“ těchto svalů, čímž se samozřejmě vzdalujeme od původní definice MN. Zároveň ale tato diverzifikace povrchů vyžaduje opět neustálou pozornost a bdělost CNS.

Tuto formu zlepšení stabilizace kotníku je potřeba užívat s velkou opatrností, jelikož člověk se vyznačuje jistou chybovostí ve vyhodnocování situací i v provádění zamýšlených reakcí. V trauma může vyústit i jediná nepozornost. Lze nicméně doporučit pro zdravé kotníky, jako prevence traumat spojených s jinými zvýšenými nároky na hlezno, např. při výkonů sportovních aktivit. Stejně tak lze samotnou kognitivní stabilizaci hlezna využít jako prevenci při výkonu jakékoliv činnosti zvyšující nároky na hlezenní kloub. (15)

5. Praktická část

5.1. Cíl

Cílem práce je srovnání stability normálního stoje a stoje se zformovanou MN a vyvození vlivu zformování MN na stabilitu stoje.

5.2. Hypotéza

Zformováním MN dochází k aktivaci svalové stabilizační rezervy a k pozitivnímu ovlivnění propriocepce zejména z oblasti nohou. Výsledkem je zlepšení stability stoje se zformovanou MN, oproti stoji normálnímu.

5.3. Výběr probandů

Bylo vybráno pět probandů, přičemž hlavním kritériem byl subjektivní předpoklad schopnosti dané osoby zvládnout a osvojit si cvik MN za účelem maximální možné validity měření. Jednou ze stanovených podmínek byla též zdravotní způsobilost probandů, což znamená, že všichni jedinci byli bez zdravotních komplikací v rámci pohybového aparátu a nadřazených nervových struktur. Vzhledem k množství probandů, k jejich zdraví a způsobu měření, nebyl kladen důraz na jejich podrobné anamnestické a aspekční vyšetření.

5.4. Nácvik MN

Cvičení probíhalo dle metodiky uvedené v článku od Jandy a Vávrové, ustanovující metodiku SMS(3). Cviky byly upraveny dle dnešního kontextu. (14)

5.4.1. Cvičení MN vsedě

- **Pasivní**

-Poloha: sed na židli, pravý bércec svisle, celé chodidlo na zemi špičkou přímo vpřed.

-Pohyby: cvičitel levou rukou fixuje patu a pravou rukou střídavě protahuje a zkracuje chodidlo, takže se snižuje a zvyšuje podélná klenba. Současně stiskem předního paprsku přibližuje navzájem první a pátý metatarsus a tím zvyšuje příčnou klenbu.

- **Aktivně s dopomocí**

-Poloha: sed na židli, pravý bércec svisle, celé chodidlo na zemi špičkou přímo vpřed. Dáváme pozor, aby bércec nebyl rotován. Cvičitel levou rukou fixuje vidličkovitě patu a pravou dle ní přednoží (prsty a metatarsy pravé nohy).

-Pohyb: pacient přitahuje bříška prstců po zemi do mírné „obloukovité“ flexe a snaží se zúžit přední část chodidla a přiblížit ji k patě. Tím se zvedá i podélná klenba. Cvičitel napomáhá správnému provedení tím, že tlakem na prsty zabraňuje nadměrné flexi v IP kloubech.

- **Aktivně**

-Poloha: sed na židli, pravý bércec svisle, celé chodidlo na zemi špičkou přímo vpřed.

-Pohyb: pacient vědomě formuje MN tím, že zužuje přední část chodidla a přibližuje ji k patě. Dojde tak ke zvětšení příčné i podélné klenby nohy.

-Varianty:

- 1) Cvičitel stimuluje dotekem, případně tlakem na dorzální plochu nohy v oblasti druhého a třetího metatarsu a nad středem podélné klenby v místě os naviculare.
- 2) Cvičitel, nebo pacient sám přitlačuje rukou koleno směrem k zemi, čímž stlačuje, mimo jiné, řadu kloubních struktur nohy.
- 3) Udržení malé nohy při laterálních a mediálních dukcích chodidla.

5.4.2. Cvičení MN vstoje

- **Stoj**

-Poloha: stoj, chodidlo rovnoběžně mírně od sebe.

-Pohyb: Tělo se pomalu naklání v hlezenních kloubech dopředu. Paty zůstávají na zemi, trup a dolní končetiny zachovávají stále stejnou linii. Pohyb se musí zastavit dříve, než by tělo přepadlo. Cvičitel vede pohyb tak, že jednu ruku přiloží na hrudník a druhou na hýždě pacienta. Pomáhá tak korigovat držení a navíc dává záchranu.

-Účel:

- dosáhnout zvýšené vnímavosti, pozornosti
- procítit kontakt s podložkou
- zvýšit napětí ve svalech chodidla

- **MN ve stoji výkročném**

-Poloha: stoj, pravé chodidlo mírně vpředu, obě nohy jsou paralelně.

-Pohyb: přednožená končetina vytváří MN

5.4.3. Cvičení MN probandy

S probandy bylo pasivně, pasivně-aktivně, aktivně cvičeno v období prvních tří týdnů 3 krát týdně, než došlo u všech k plnému kognitivnímu zvládnutí cviku. Pro volné dny byli probandi instruováni k samostatnému nácviku, minimálně 3-krát denně po vzoru vedených terapeutických sezení. V dalším období, čtvrtého až osmého týdne, byl věnován důraz na automatizaci a osvojení cviku, kdy byli probandi instruováni samostatně formovat MN v nejrůznějších posturálních situacích, jako je prostý stoj, stoj v dopravním prostředku hromadné dopravy, fáze došlapu při prosté chůzi, při chůzi po schodech. To vše při četnosti alespoň 5-krát denně. Při formování MN v stoji byl kladen důraz na udržení MN alespoň po dobu půl minuty, jako příprava pro samostatné závěrečné měření. V tomto období probíhaly jednou týdně sledování a korekce formování MN.

Výjimkou v procesu nácviku MN byl proband 4, který byl již velmi dobře obeznámen s cvikem MN a tento cvik již korektně zvládal. Zde byl kladen důraz na „oživení“ cviku.

5.5. Metoda měření stability

Před měřením byla po vyšetření provedena mobilizací optimalizace kloubní pohyblivosti nohy.

K měření stability v této práci bylo použito přístroje TETRAX. Systém TETRAX měří a vyhodnocuje stabilitu vzpřímeného stoje, rozložení hmotnosti ve stoji na čtyřech plochách, rychlost pohybu těla a synchronizaci pohybu chodidel.

Měření přístrojem TETRAX sestává z osmi oddělených měřených situací v stoji, přičemž čtyři z nich jsou pozice statické a další čtyři jsou pozice „dynamické“. Každá pozice je měřena po dobu 32 sekund.

- 1) NO-stoj prostý
- 2) NC-stoj se zavřenýma očima
- 3) PO stoj na labilních podložkách

- 4) PC-stoj na labilních podložkách se zavřenýma očima
- 5) HR-stoj prostý s provedením pomalé rotace hlavy doprava
- 6) HL-stoj prostý s provedením pomalé rotace hlavy doleva
- 7) HB-stoj prostý s provedením pomalého záklonu hlavy
- 8) HF-stoj prostý s provedením pomalého předklonu hlavy

Každá z těchto situací je měřena a vyhodnocena jako samostatný prvek. Dále je vyhodnocen soubor měření všech situací jako celku. Vyhodnocování a grafické znázornění se děje dle principu Fourierovy transformace. Výsledky jsou porovnávány se statistickými hodnotami a zařazovány do příslušné percentilové skupiny. Následně je přístroj schopen vypočítat míru stability pacienta, přes stanovení údaje „Fall index“, který vyjadřuje ROF (risc of fall)-riziko pádu. Dále je na základě vzájemného vyhodnocování mezi pozicemi schopen naznačit identifikaci patologického stavu, který způsobuje zhoršení stability stoje.

Byly změřeny kompletní série všech pozic pro stoj prostý a stoj se zformovanou MN. Pro potřeby této práce byly jako validní ukazatele stability použity:

- 1) Vyhodnocení ucelené měřené sekvence pozic v stoji přístrojem TETRAX. Bylo použito TETRAXem vyvozeného číselného údaje „Fall index“ (FI), který znázorňuje riziko pádu, hodnotu v nepřímé úměře k stabilitě.
- 2) Grafické znázornění průmětu COP (centre of pressure) v průběhu měření prostého stoje (NO) a stoje na měkkých podložkách (PO), jako izolované části ucelené měřené sekvence TETRAXu. Tohoto bylo využito v přímé návaznosti na hypotézu vyvozenou v prvním teoretickém oddílu, tedy že projevem zlepšení stability je zmenšení stabilizační plochy, ve které se pohybuje průmět COP.(viz kap. 1.5.) Výsledek měření PO byl použit jako ukazatel průběhu stability pro atypickou situaci, která je cílena zejména na propriocepci, na jejíž úrovni jsou předpokládány změny při zformování MN. (teoretický podklad viz kap 3.5.)

5.6. Metoda vyhodnocení výsledků

Cílem vyhodnocení naměřených výsledků je určit míru stability u konkrétního probanda ve smyslu lepší/ horší, následně porovnat míru případného zhoršení, či zlepšení mezi jednotlivými probandy ve smyslu více/ méně a na závěr vyvodit závěr dle údajů celé skupiny probandů. Vzhledem k velikosti zkoumané skupiny probandů není primárním účelem číselně kvantifikovat a následně statisticky porovnávat vzájemné odchylky mezi jednotlivými posturálními situacemi, či mezi jednotlivými probandy.

1) „Fall index“ číselně vyhodnocuje riziko pádu v intervalu (0 – 100). Interval je přitom rozdělen do tří skupin, dle vyvozeného rizika pádu:

Nízké riziko pádu: FI= 0–35

Střední riziko pádu: FI= 36–57

Vysoké riziko pádu: FI= 58 – 100

Vyhodnocení proběhlo na základě porovnání číselných údajů FI.

2) Grafické znázornění průmětu těžiště a jeho pohybu v průběhu měření (COP) je graficky ohraničeno nejmenším možným obdélníkem, jako ohraničení stabilizační plochy, se stranami souběžnými, nebo kolmými s osami X, Y grafického znázornění. Je vypočtena plocha obdélníku, jejíž jednotka je v této práci stanovena jako bezrozměrná. Následně je porovnána velikost ploch z jednotlivých měření.

5.7. Probandi- údaje

- **Proband 1**

K.Š., 1988

- 62 kg

- 162 cm

- **Proband 2**

M.L., 1990

- 103,4 kg

- 195 cm

- **Proband 3**

R. I., 1991

- 66,7 kg

- 172 cm

- **Proband 4**

A. H. 1947

-86,6 kg

- x cm

- **Proband 5**

D. S., 1991

- 72 kg

- 180 cm

5.8. Výsledky

5.8.1. Uspořádání výsledků

Pro přehlednost budou výsledky uvedeny ve zkrácené osnově takto:

- Fall index= (stoj prostý)/ (stoj se zformovanou MN), Δ = (rozdíl obou hodnot-od hodnoty stoje prostého odečtena hodnota stoje se zformovanou MN)
- Plocha COP:
 - (Pozice) NO : (plocha COP při stoji prostém)/ (plocha COP při stoji se zformovanou MN), Δ = (rozdíl obou hodnot-od hodnoty stoje prostého odečtena hodnota stoje se zformovanou MN)
 - (Pozice) PO: hodnoty uvedeny v shodném schématu jako u pozice NO
 - (diskuse v rámci daného probanda): zde bude uvažován stoj s MN jako situace, která nastala po stoji prostém; bude docházet ke změnám při stoji s MN.

5.8.1.1. Proband 1

- Fall index= 8/100, Δ = -94
- Plocha COP:
 - NO: 31,7 /145, Δ = - 113
 - PO: 118/ 121, Δ =-3
- Zde můžeme vidět výrazné zhoršení stability probanda. Fall index, bez MN v bezrizikové oblasti pádu se s MN ocitá na horní hranici indexu v oblasti velkého rizika pádu. Je přítomno také velké zvětšení stabilizační plochy při pozici NO, zatímco při pozici PO je rozdíl ploch minimální. Zároveň je ale při stoji prostém výrazný rozdíl mezi pozicemi NO a PO, kdy v případě PO můžeme soudit výraznou destabilizaci.
- Viz příloha č. 35.8.1.2. Proband 2
- Fall index= 6/26, Δ = -20

- Plocha COP:
 - NO: 94/ 61,3, $\Delta= 32$
 - PO: 100/ 220, $\Delta= -120$
- V tomto případě došlo k zvýšení Fall indexu při stoji s MN, nicméně zůstává v rozmezí nízkého rizika pádu. V pozici NO došlo k zmenšení stabilizační plochy, zatímco v pozici PO došlo naopak k jejímu poměrně výraznému zvětšení. Rozdíl stabilizačních ploch v pozicích NO a PO při normálním stoji je malý, o to více se při stoji s MN zvětšuje.
- Viz příloha č.4

5.8.1.3. **Proband 3**

- Fall index= 4/10, $\Delta= -6$
- Plocha COP:
 - NO: 28,1/ 42,7, $\Delta= -14,6$
 - PO: 106/ 75,1, $\Delta= 41,1$
- Zde došlo pouze k mírnému navýšení Fall indexu, přičemž jeho hodnota zůstává velmi hluboko v poli nízkého rizika pádu. Při pozici NO došlo k mírnému zvětšení stabilizační plochy. Při pozici PO došlo naopak k dobře viditelnému zmenšení stabilizační plochy. Rozdíl hodnot PO a NO při normálním stoji je značný, při stoji s MN se rozdíl výrazně zmenšuje.
- Viz příloha č. 5

5.8.1.4. **Proband 4**

- Fall index= 34/58, $\Delta= -24$
- Plocha COP:
 - NO: 288/ 78,8 $\Delta= 209,2$
 - PO: 245/ 208 $\Delta= 37$
- Hodnota Fall indexu se zde z pozice na hranici nízkého a středního rizika pádu ocitá na hranici středního a vysokého rizika pádu. Počáteční poměrně velká plocha při pozici NO se razantně zmenšuje, stejně tak při pozici PO, kde je pouze míra zmenšení stabilizační

plochy menší. Při porovnání pozic NO a PO při normálním stoji, je možná až překvapivě stabilizační plocha při PO menší než při NO.

- Viz příloha č. 6

5.8.1.5. Proband 5

- Fall index= $1/14$, $\Delta = -13$
- Plocha COP:
 - NO: $38,8/52$ $\Delta = -43,2$
 - PO: $63,4/83,2$ $\Delta = -19,8$
- V tomto případě je dle Fall indexu stoj bez MN zcela ideální. Nelze se tedy divit, že při stoji s MN dochází k zvýšení indexu, který se dostává do širšího středního pásma nízkého rizika pádu. Plocha COP při polohách NO i PO se zvětšuje, při poloze PO více.
- Viz příloha č. 7

5.8.2. Výsledky skupiny

- **Fall index:**

Fall index, jako souborné vyhodnocení všech pozic měření, ve všech případech nabývá za přítomnosti zformované MN vyšších hodnot, než je tomu při stoji prostém, čímž lze soudit jednoznačně snížení stability při stoji s MN. U probandů 2,3,5, došlo k navýšení hodnoty, která zůstala v oblasti nízkého rizika pádu, můžeme tedy konstatovat pouze mírné zhoršení stability. U probanda 4 došlo k přechodu hodnoty z hraniční oblasti nízkého rizika pádu do hraniční oblasti vysokého rizika pádu. Tato změna již má z hlediska posturální funkčnosti daného jedince poměrně zásadní význam, a je žádoucí takovou změnu označit za značné zhoršení.

U probanda 1 došlo k zhoršení stability v hodnotě, která se skoro rovná celému rozsahu hodnotící škály a stoj s MN byl ohodnocen Fall indexem 100 ze 100 možných. Budiž tedy k podivu, že proband po celou dobu měření udržel vzpřímený postoj. Porovnáme-li tento rozdíl s rozdíly Fall indexů u ostatních probandů, je rozdíl natolik velký, že lze uvažovat o nedostatečném naučení se cviku, zejména na úrovni jeho zabudování do pohybových vzorců, resp. o dalších souvislostech uvedených v kap. 2.4.1.2. V tomto případě je na zvážení vyřazení naměřených údajů probanda ze souborných výsledků.

- **Plocha COP:**

Bereme-li plochu COP jako přímý indikátor stability, nejsou její hodnoty v přímé souvislosti s Fall indexem. K zvětšení stabilizační plochy ve všech pozicích došlo pouze u probanda 1 a 5. K zmenšení stabilizační plochy ve všech pozicích došlo pouze u probanda 4. K zlepšení i k zhoršení ve všech pozicích došlo u probanda 2 a 3. K zvětšení plochy COP v celém souboru probandů došlo v pozicích NO i PO ve třech případech, naopak k zmenšení plochy COP v obou pozicích došlo pouze dvakrát.

5.8.3. Diskuse

Za účelem zvýšení validity měření, jejímž předpokladem bylo zvládnutí cviku MN, byli vybráni jedinci bez poruch pohybového aparátu, které by mohli mít negativní dopad na stabilitu stoje a na schopnost naučit se a osvojit si cvik MN.

Pakliže je stabilita stoje jedince bez závad, platí větší pravděpodobnost, že změna v stereotypu stoje bude působit spíše ve směru zhoršení, než ve směru zlepšení. Toto můžeme příkladně vidět u probanda 5, který při prostém stoji získává hodnotu Fall indexu 1. Zlepšit svou stabilitu už může pouze o 1 stupeň na 0, přičemž ve směru zhoršení má široké možné rozpětí 99-ti stupňů.

Stejný vztah platí při hodnocení ploch COP: tam, kde je plocha COP při normálním stoji „malá“ (v porovnání s průměrnou plochou celé skupiny), je plocha COP stoje s MN

větší. Toto platí zcela v pozici NO, kdy probandi 1, 3, 5, mající plochu stoje prostého do 38,8, vykazují při stoji s MN zvětšení ploch COP. Naopak probandi 2, 4, s většími plochami COP- 94 a 288 vykazují při stoji s MN zmenšení plochy COP. V případě polohy PO už tato pravděpodobnost není pravidlem.

Na možné zlepšení stability, na základě poměřených hodnot ploch COP, můžeme poukázat pouze u probanda 4. Přímoú souvislost s tímto výsledkem může mít jeho již zmiňovaná dobrá znalost cviku MN a jeho dlouhodobý nácvik a osvojování. Zároveň vykazuje ze zkoumané skupiny nejvyšší hodnoty ploch COP (NO-288, PO- 245) při prostém stoji, což má, v souvislostech předchozího odstavce, svůj nezanedbatelný význam. Zlepšení stability indikované na základě změn ploch COP ovšem nepotvrzují naměřené hodnoty Fall indexu, které jsou zároveň, stejně jako hodnoty ploch COP, z celé skupiny nejvyšší. (Zanedbáme-li výsledek probanda 1, z důvodů uvedených v předchozí kapitole.)

6. Závěr

Cílem praktické části této práce bylo nastínit vliv izolovaného cviku „malá noha“ na stabilitu stoje pomocí přístrojového měření. Vzhledem k rozsahu a složení zkoumané skupiny nelze výsledky předkládat za prokázané, nicméně pro tuto určitou skupinu lze konstatovat celkové zhoršení stability při stoji se zformovanou „malou nohou“ oproti stoji prostému. Toto bez výjimky dokládají hodnoty Fall indexu a ve většině též hodnoty plochy COP probandů. Úvodní hypotéza praktické části jeví se býti vyvrácena.

Cvik „malá noha“, při zde užitém způsobu a době nácviku, narušuje stereotyp stoje a u zdravých jedinců negativně ovlivňuje jejich stabilitu.

7. Souhrn

Tato bakalářská práce se skládá z části teoretické a z části praktické. Část teoretická je rozdělena do dvou oddílů. První oddíl podává teoretické podklady fungování „malé nohy“ v rámci stability a stanovuje hypotézu pro praktickou část. Druhý oddíl předkládá možnosti užití „malé nohy“ lokálně na oblast nohy a přidružených struktur ve významu náhrady stimulačních podnětů při pohybu v obuvi.

Cílem praktické části je pomocí měření přístrojem TETRAX určit vliv formování „malé nohy“ na stabilitu stoje prostřednictvím porovnání výsledků měření stability stoje normálního a stoje se zformovanou „malou nohou“. Výsledky ukázaly negativní vliv formování „malé nohy“ na stabilitu stoje.

7. Summary

This bachelor thesis consists of a theoretical and a practical section. The theoretical section is divided into two parts. The first part gives theoretical foundations of „short foot“ functionality regarding postural stability. A hypothesis for the practical section is also defined. The second part of the theoretical section presents possibilities of local use of „short foot“ in the foot region and associated structures for impulse compensation of stimulation while wearing shoes.

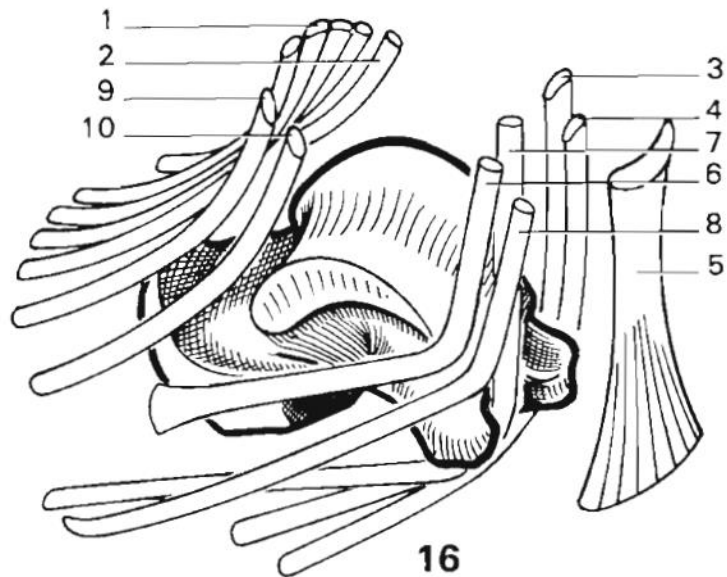
The goal of the practical section is to measure the influence of „short foot“ on standing stability using the device TETRAX. This is to be achieved by a comparison of results of postural stability with or without a formed „short foot“. The results have shown a negative effect of „short foot“ formation on postural stability.

8. Seznam literatury a zdrojů

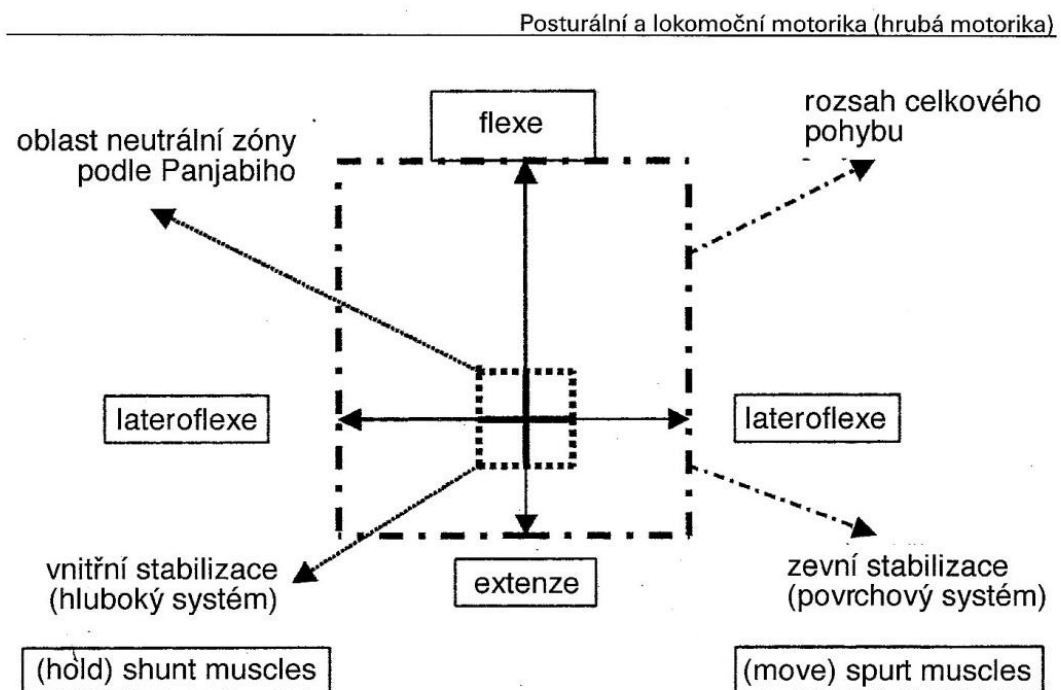
1. Dylevský I.: Speciální kineziologie, Grada, Praha, 2009
2. Guyton A. C., Hall J. E.: Textbook of Medical Physiology
3. Janda V., Vávrová, M.: Senzomotorická stimulace, Rehabilitácia, 25, 3, 1992, s. 14 – 34
4. Kapandji I.A.: The physiology of the joints, Churchill Livingstone, 1987
5. Kolář P.: Rehabilitace v klinické praxi, Galén, Praha, 2010
6. Králíček P.: Úvod do speciální neurofyzologie, Galén, Praha, 2011
7. Novotná H.: Děti s diagnózou ploché nohy, Olympia, Praha, 2001
8. Vařeka, I. Posturální stabilita, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 4, 2002, s. 115 – 129
9. Vařeka I., Vařeková R.: Kineziologie nohy, Univerzita Palackého v Olomouci, Olomouc, 2009
10. Véle F.: Kineziologie, TRITON, Praha, 2006
11. Véle F.: Kineziologie pro klinickou praxi, Grada, Praha, 1997
12. Véle F.: Kineziologie posturálního systému, Karolinum, Praha, 1995
13. Lieberman D. E.: Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners, Nature, 463, 2009
14. PhDr. Alena Herbenová, osobní sdělení
15. Dominik Szmolka, vlastní pozorování, 2012-2014

9. Seznam příloh

Příloha č. 1



Příloha č. 2

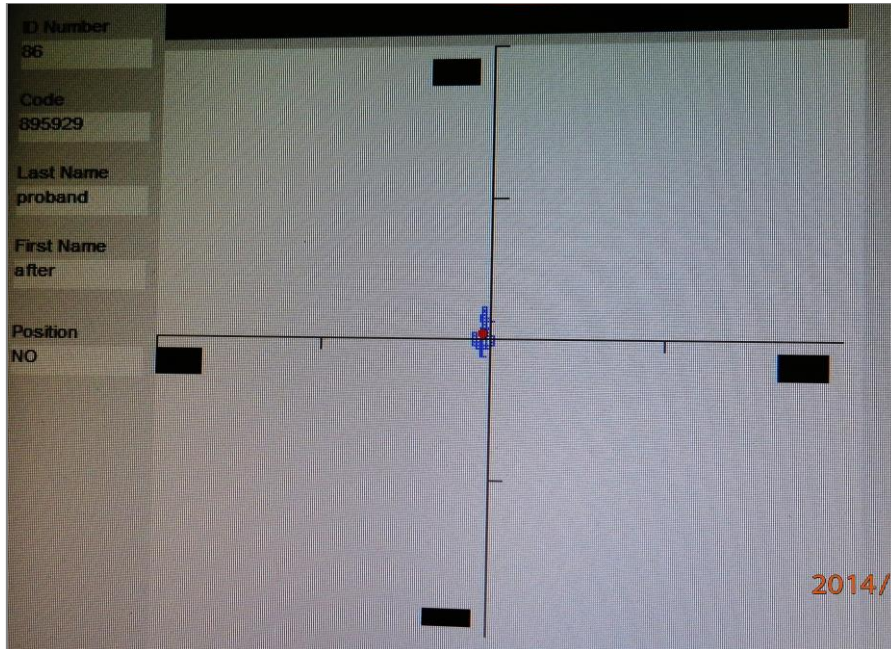


Obr. 5.2 Zevní a vnitřní stabilizace ve vzpřímeném držení

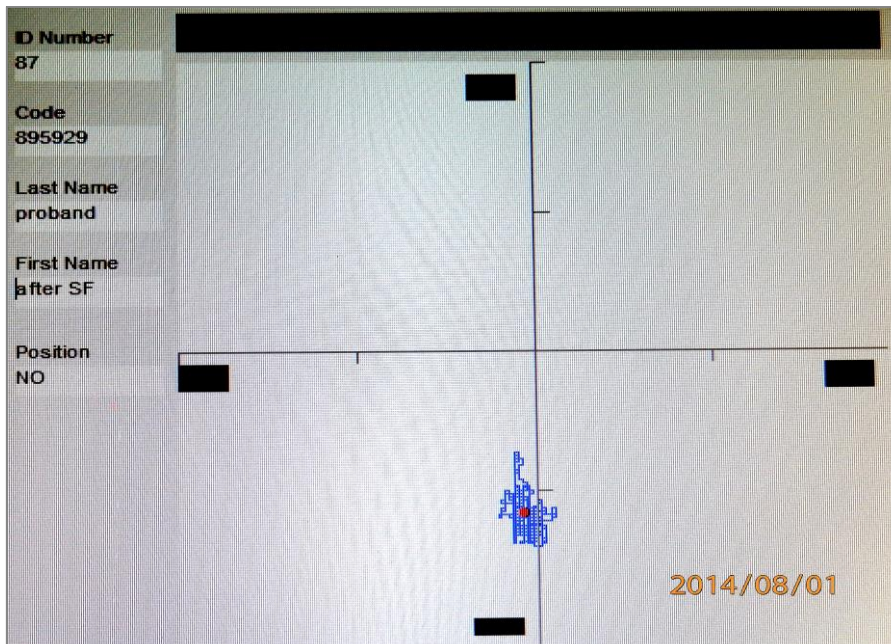
Příloha č. 3

Proband 1:

- stoj prostý



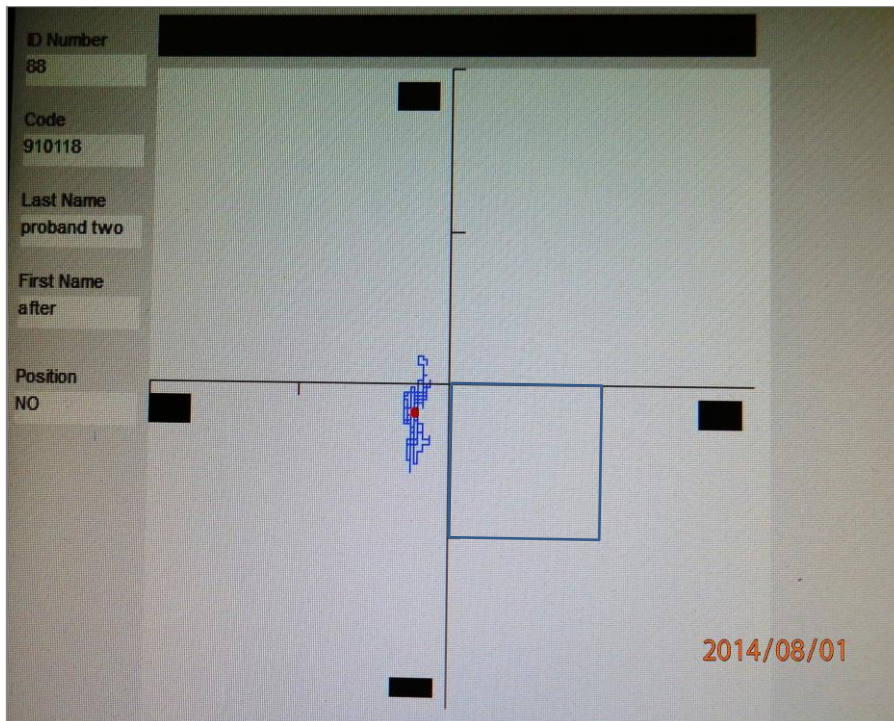
- stoj s MN



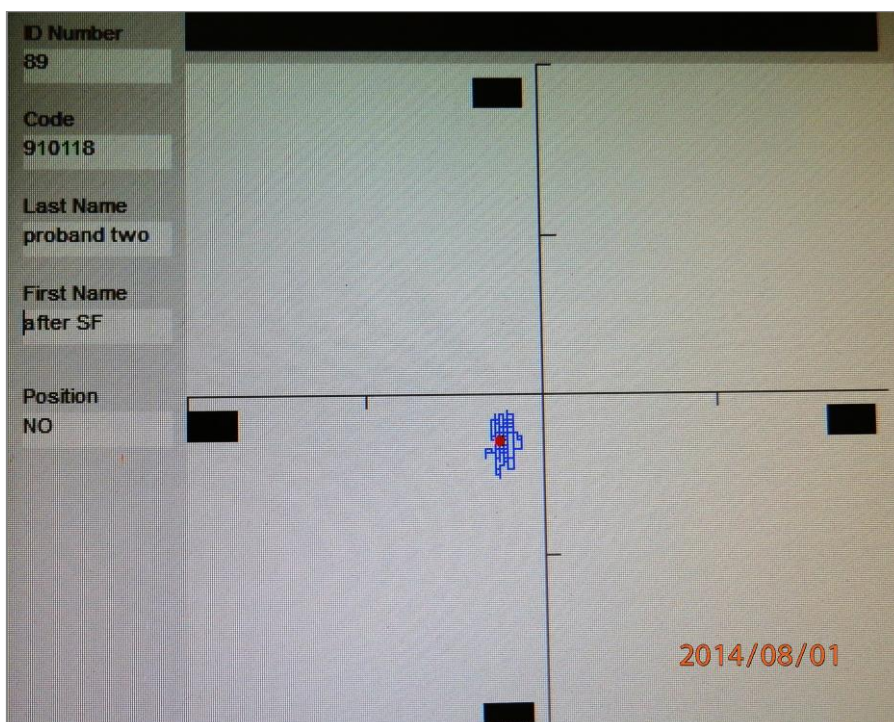
Příloha č. 4

Proband 2:

Stoj prostý



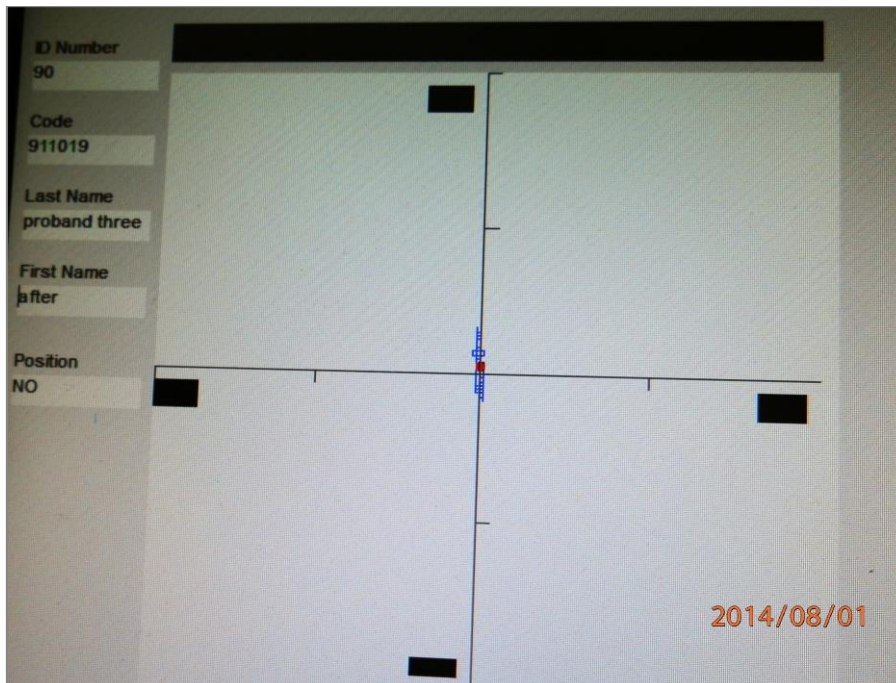
Stoj s NM



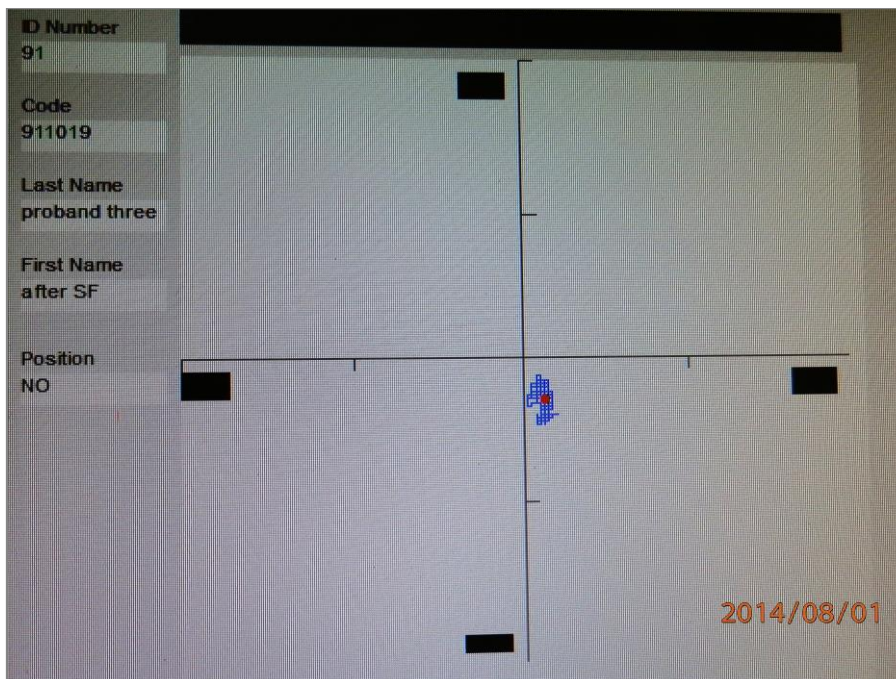
Příloha č. 5

Proband 3:

Stoj prostý



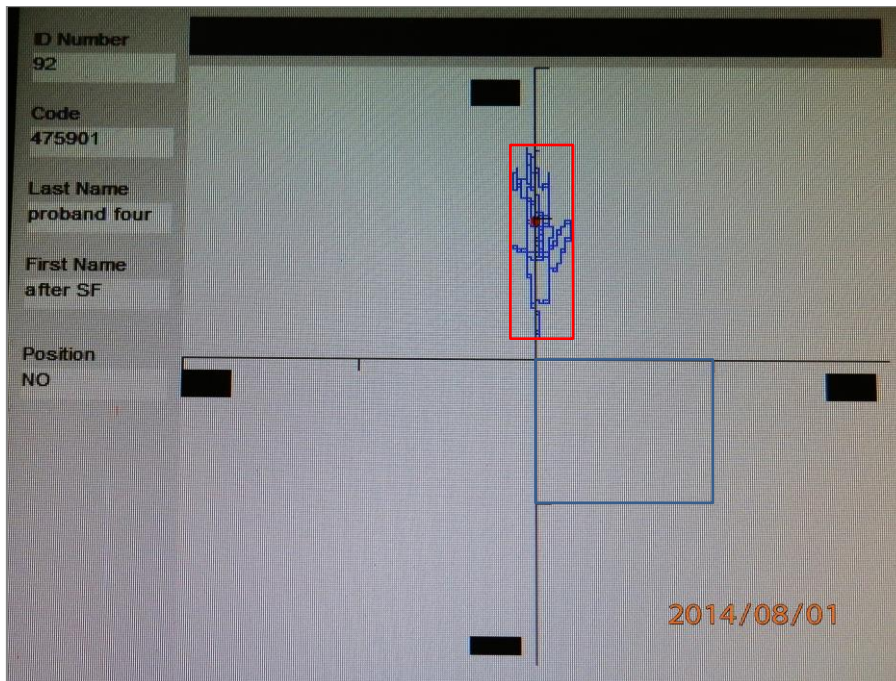
Stoj s MN



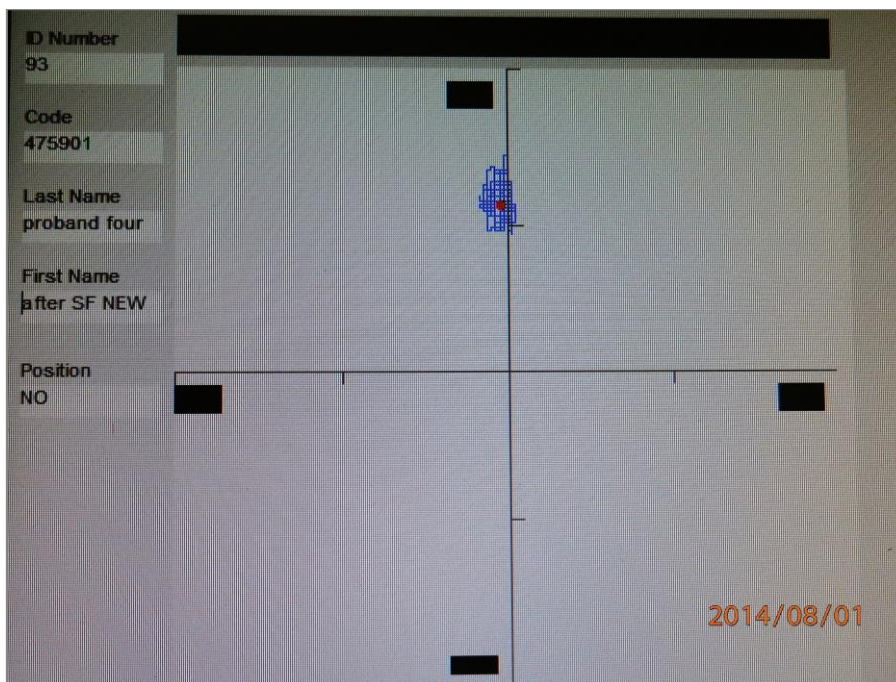
Příloha č. 6

Proband 4:

Stoj prostý



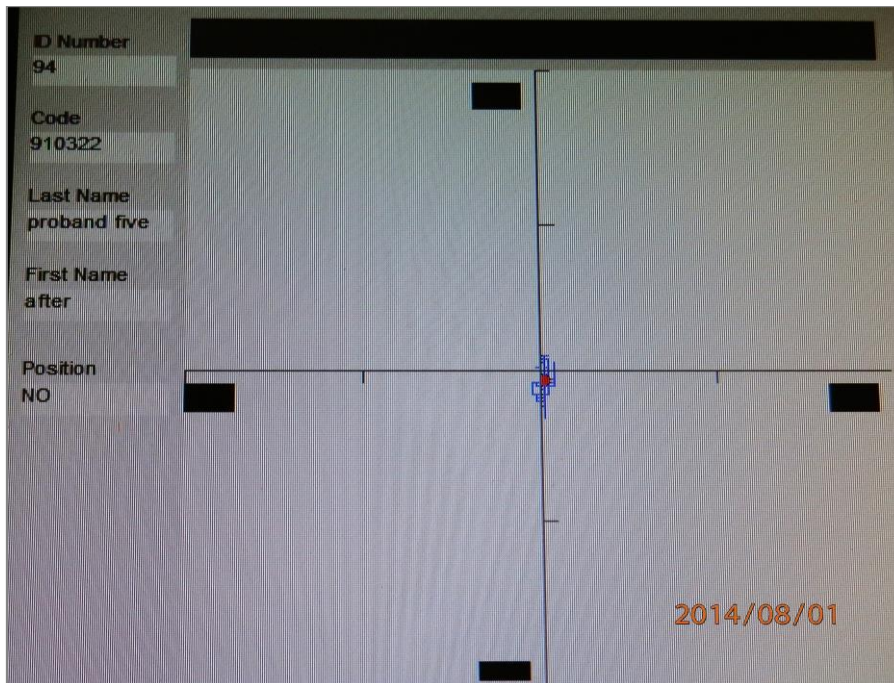
Stoj s MN



Příloha č. 7

Proband 5:

Stoj prostý



Stoj s MN

