

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k
bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení
motoriky metodou
posturální somatooscilografie**

**Testing the postural stabilization of the movement system and evaluating the
dysfunction of the postural cybernetic of the movement system by a new method
postural somatooscilography**

Disertační práce

v oboru KINANTROPOLOGIE



Bibliografické údaje:

Autor:

MUDr. Eugen Rašev

Název:

Testování posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti zad a evaluace dysfunkce posturálního řízení motoriky novou metodou p o s t u r á l n í s o m a t o o s c i l o g r a f i e

Pracoviště:

Institut pro neuroortopedickou rehabilitaci a terapii bolesti v hybném systému
Katedra fyzioterapie Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy

Školitel:

Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSs.

Rok obhajoby:

2011

Počet stran:

120

Souhrn:

Úvod: Pro objektivizaci strukturálních změn v hybném systému existuje mnoho vyšetřovacích a zobrazovacích metod. Pro vyšetřování stavu řízení stabilizace motoriky chybí spolehlivá jednoduchá metodika, která by umožňovala klinickou i přístrojovou evaluaci bolestí trupu, u kterých se domníváme, že příčina bolesti je v dysfunkci řídicích stabilizačních mechanismů vertikalizované osoby. V této práci zavádím poprvé Posturální Somatooscilografii, která představuje nový způsob posturografie na definovaně instabilní ploše Posturomed, za druhé novou techniku vyšetření “provokačním testem“ kráčení/zastavení (step/stand test), při kterém se standardně zvyšují nároky na posturální stabilizaci a tedy na způsob spolupráce svalů intersegmentálních a dlouhých povrchových, udržujících posturu pomocí intersegmentální stabilizace buď ekonomicky či neekonomicky - se vznikem posturálně podmíněné bolesti v přetížených polysegmentálních svalech.

Cíl práce: Zjištění odlišností posturální stabilizace motoriky zdravých osob a u osob s bolestí trupu při posturální instabilitě testem na ploše Posturomed. Tato plocha se používá od r. 1993 pro testování posturální stabilizace přesně definovaného stoje na jedné dolní končetině po standardizovaném kráčení na místě, provedeném za účelem definovaného přenášení těžiště těla. Dále jsem hledal specifické parametry charakterizující kvalitu posturální stabilizace v nově zavedeném přístrojovém vyšetření Posturální Somatooscilografie. Poté jsem u vybraných pacientů provedl léčbu ovlivňující posturální stabilizaci. Po této léčbě jsem u vybraných osob po terapii vyšetřil změny posturální stabilizace v Posturální Somatooscilografii.

Hlavním cílem práce byla validizace diagnostické metody nového klinického testu posturální stabilizace na standardizovaně instabilní ploše Posturomed – Posturální Somatooscilografie.

Výzkumné soubory: Byly vyšetřovány 2 skupiny osob. První skupina 24 osob byla vybrána z posturálně zdravých, v posledních 2 letech zcela bez bolestí a v dobré tělesné i duševní kondici, bez klinických příznaků posturální patologie. U těchto osob se nevyskytovala žádná neurologická či orthopedická onemocnění. Na numerické vizuální stupnici udávaly všechny osoby intenzitu bolesti v posledních letech stupněm 0. Druhou skupinu 28 osob tvořili pacienti s výraznými klinickými příznaky posturální dysfunkce a s opakovaně vznikajícími intenzivními bolestmi v hybném systému závislými na stabilizaci těla vstoje a vsedě při práci horními končetinami.

Metody výzkumu: U obou skupin byl proveden posturální provokační test kráčení/zastavení na testovací ploše Posturomed, jejíž pohyb byl snímán akcelerometry diagnostického systému Microswing a vyhodnocen novou metodou Posturální Somatooscilografie s programem Posturomed Commander. Zjištěné rozdíly byly statisticky zpracovány v programu SPSS. U vybraných pacientů s typickou posturální bolestí byla provedena léčba obsahující posturální prvky a poté byly tyto osoby znovu proměřeny jako před terapií.

Výsledky: V první skupině byly hodnoty stabilizačních parametrů, především tlumení výkmitů a celkového rozkmitu plochy Posturomed během 8-sekundového testu statisticky signifikantně lepší než u pacientů s posturální dysfunkcí. Vybrané osoby se po léčbě též posturálně signifikantně stabilizovaly, pro malý počet probandů nelze však výsledky zobecnit.

Závěry: Podařilo se identifikovat pacienty s posturální dysfunkcí v oblasti trupu. Ukázalo se, že nová metoda vyšetřování posturální instability s programem Posturomed Comander – **posturální somatooscilografie** – je vhodná pro objektivizaci klinického obrazu posturální dysfunkce motoriky u vertikalizovaných osob, které se zatěžují dlouhodobě činnostmi přetěžujícími stabilizaci trupu převážně vsedě.

Klíčová slova: postura, test posturální stabilizace, posturální dysfunkce, bolest, posturální somatooscilografie,

Title:

Testing the postural stabilization of the movement system and evaluating the dysfunction of the postural cybernetic of the movement system by a new method postural somatooscillography

Abstract:

Introduction: For the objectification of the structural damages in the musculoskeletal system there are many research methods and imaging techniques. For the investigation of the stabilization of the locomotion system a simple, reliable method for the clinical and instrumental evaluation of the pain-body is missing so far. These methods probably would include the cause of the dysfunction of the stabilizing mechanisms in vertically integrated persons. Therefore I introduce a Postural Somatooscillography in this work, which is a new kind of posturography on a Posturomed surface that can be unstable in a metered way. Second, a new technique of "provocation test" (Step/Stand) is introduced here. In this test, standardized claims to the increased postural stability and so on the nature of the cooperation of the intersegmental muscles and the superficial polysegmental muscles are made evident. Either caused by a good segmental stabilizing a good economic posture, without pain, or non-economic activation of polysegmental muscles caused postural related pain in these congested superficial muscles.

Objectives: My aim is the determination of the differences in postural stabilization of the locomotion system in healthy people and people with pain in the body in postural instability. This is reached by testing with the specific-area-Posturomed that has been used since 1993 (Rašev 1993) for the study of postural stabilization ability of a well-defined single-leg stand followed by standardized steps on the spot. The purpose of this technique is a defined transfer of gravity in the human body. In addition, I sought for specific parameters to characterize the quality of postural stabilization in the test of postural Somatooscillography first introduced by me. Next, in selected patients treatment was carried out to influence postural stability. After this treatment, the changes in postural stabilization were investigated in this group of patients by Postural Somatooscillography.

The main objective of this study was the validisation of the new diagnostic method Postural Somatooscillography and of the new clinical test of postural stability on the standardized unstable surface Posturomed therapy.

Groups of patients: There were studied two groups of individuals. The first group of 24 people consisted of postural-healthy persons, who in the last two years had been without pain, in good physical and mental condition, without clinical signs of postural pathology. There was no evidence of neurological or orthopedic disorders with them. On the visual numeric scale the intensity of pain in recent years was 0, i.e. no pain. The second group (28 persons) consisted of patients with severe clinical symptoms of postural dysfunction and recurrent musculoskeletal pain, which were dependent on the stabilization of the body's standing and sitting while working with the upper extremities.

Research methods: In both groups a provocation test step /stand on the special test area Posturomed was conducted. The oscillations of the area Posturomed caused by body-sways were registered by acceleration sensors of the diagnostic system Microswing and were evaluated by means of Postural Somatooscillography, applying Posturomed Commander, a newly developed program. Differences observed were statistically analyzed in SPSS program.

In selected patients showing typical postural pain treatment was carried out using the postural elements; later, these patients were measured after the treatment, as before the therapy, using postural Somatooscillography.

Results: In the first group the values of stability parameters were better than in patients with postural dysfunction, in particular the damping of the sways of the surface Posturomed during the 8-second single-leg stand test. Significantly better stabilization also could be observed after the treatment of selected individuals. Because of the small sample size, the results we have can not be generalized, however.

Conclusions: We could identify patients with postural dysfunction in the trunk. It could be proved that the new method is suited to study the postural instability with a new program Posturomed Commander. By this program, Postural Somatooscillography, an objectification of clinical postural dysfunction is possible in people working in vertical positions for a long time. These people overload the stabilization of their trunks by activities mainly in sitting.

Key words:

posture, test postural stabilization, postural dysfunction, pain, Postural Somatooscillography,

Poděkování:

Na tomto místě bych chtěl poděkovat všem, bez nichž by tato práce nevznikla a jejichž rady a připomínky mne velmi podporovaly při psaní disertační práce. Především bych chtěl poděkovat školitelce Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc., která mi svými připomínkami pomohla metodologicky a usnadnila mi utvořit si přehled o metodách ve fyzioterapii, Doc. MUDr. Františku Věle, Dr.Sc., který mne uvedl do problematiky řízení hybnosti a který usměrňoval mé snažení v oblasti neurofyziologie, Prof. Dr.med. F.C. Claussenovi, který mi pomohl v definování problému vyšetřování koordinace a rovnováhy, in memoriam prof. Vl. Jandovi, který mne uvedl do klinické praxe léčby posturálních poruch. Poděkování patří Ing. Romanu Meleckému, který program Posturomed Commander vyvinul a podle mých připomínek do posledních dnů přizpůsoboval mým požadavkům. Bez tohoto vyhodnocovacího programu práce dlouho nemohla pokračovat. V neposlední řadě děkuji mé manželce Nicole za trpělivost, s jakou snášela mou nepřítomnost v rodině při psaní této práce a za vytvoření potřebného zázemí.

Prohlašuji, že jsem tuto disertační práci vypracoval samostatně, pod vedením Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc., s využitím uvedených zdrojů, a že jsem dodržel zásady vědecké etiky.

.....
MUDr. Eugen Rašev

Obsah

1. Úvod do problematiky stabilizace motoriky a vzniku bolesti v hybném systému	11
1.1 Zaměření disertační práce.....	14
1.2 Seznam zkratk a slovníček pojmů.....	15
2. Přehled aktuálních názorů na problematiku stabilizace motoriky	16
2.1 Shrnutí literárních názorů na stabilizaci motoriky.....	19
2.2 Pomocná stabilizace těla využitím setrvačností hmoty kompenzuje porušenou posturální stabilizaci při lokomoci a pohybu.....	21
3. Vymezení pojmů týkajících se posturální stabilizace a vzniku bolesti	22
3.1 3 vrstvy svaloviny trupu = efekторы při posturální stabilizaci stoje.....	22
3.1.1 Polysegmentální svaly v intersegmentální funkci.....	24
3.2 Posturální ontogeneze – základ posturální stabilizace.....	25
3.2.1 Receptory potřebné pro řízení posturální stabilizace.....	26
3.3 3 úrovně řízení motoriky.....	28
3.3.1 Segmentální posturální stabilizace stoje bez úmyslu lokomoce, rovnováha.....	29
3.3.2 Cílená posturální stabilizace motoriky – pro určité cíle, anticipace – attituda.....	30
3.4 Dysfunkce stabilizace motoriky = posturální dysfunkce.....	32
3.4.1 Centrální příčiny posturální dysfunkce – poruchy řízení stabilizace motoriky.....	33
3.4.2 Periferní příčiny posturální dysfunkce – poruchy řízení stabilizace motoriky.....	34
3.5 Klinický obraz dysfunkce posturální dysfunkce v klinickém provokačním testu.....	34
3.6 Nocicepce a její zpracování na 3 úrovních řízení motoriky.....	36
3.7 Limbický systém a motorika neboli vliv emocí na hybnost a na vznik bolesti.....	37
3.8 Bolesti v hybném systému – dvě hlavní periferní příčiny vzniku bolesti.....	38
3.8.1 Pathomorphologické = strukturální zdroje nociceptivní aference.....	38
3.8.2 Funkční = posturální zdroje nociceptivní aference, funkční poruchy motoriky.....	39
3.8.2.1 Posturální bolesti v hybném systému = bolesti závislé na posturální instabilitě.....	39
3.9 Principy léčby bolesti v hybném systému.....	41
3.10 Posloupnost technik při posturální terapii = principy posturální terapie.....	42
4. Cíle disertační práce	44
5. Hypotézy	45
6. Metodika výzkumu	45
6.1 Výzkumné soubory.....	45
6.2 Organizace sběru a zpracování dat.....	48
6.3 Metody získání dat.....	48
6.4 Posturomed.....	49
6.5 Klinický provokační test posturální stabilizace motoriky na definovaně instabilní ploše Posturomed.....	51

6.6	Posturální SOMATOOSCILOGRAFIE (pSOG).....	56
6.6.1	Sběr dat pomocí programu Microswing.....	56
6.6.2	Nová metodika vyšetření posturální stabilizace v pSOG.....	58
6.6.3	Popis vlastního vyšetření posturální Somatooscilografie (pSOG).....	60
6.6.4	Příprava vyšetření pSOG.....	61
6.6.5	Popis vyhodnocení Posturální SOMATOOSCILOGRAFIE (pSOG) v programu Posturomed Commander.....	63
6.6.6	Vysvětlení jednotlivých parametrů hodnocení posturální stabilizace v pSOG v programu Posturomed Commander.....	65
6.6.7	Zásadní odlišnosti Posturální SOMATOOSCILOGRAFIE (pSOG) od zavedené posturografie.....	72
7.	Výsledky	73
7.1	Antropometrická data, věk a Body-Mass-Index.....	74
7.1.1	Antropometrická data zdravých probandů = skupina CG (control group).....	74
7.1.2	Antropometrická data pacientů s posturální dysfunkcí = skupina PD.....	76
7.2.1	Deskriptivní statistika skupiny CG.....	78
7.2.2	Deskriptivní statistika skupiny pacientů PD.....	85
7.3	Zpracování dat ve vztahu k hypotézám.....	91
7.3.1	K hypotéze 1.....	91
7.3.2	K hypotéze 2.....	92
7.3.3	K hypotéze 3.....	94
7.4	Dokumentace dobré vnitřní validity a reliability vyšetření pSOG na příkladu indukované přechodné posturální instability u jinak velmi dobře stabilního jedince.....	95
8.	Diskuze	99
9.	Závěry	100
9.1	Předpokládané využití výsledků práce.....	100
9.2	Silná místa studie.....	100
9.3	Slabá místa studie.....	101
10.	Seznam tabulek	103
11.	Seznam grafů	105
12.	Seznam obrázků	107
13.	Souhlas etické komise	111
14.	Použitá literatura	112

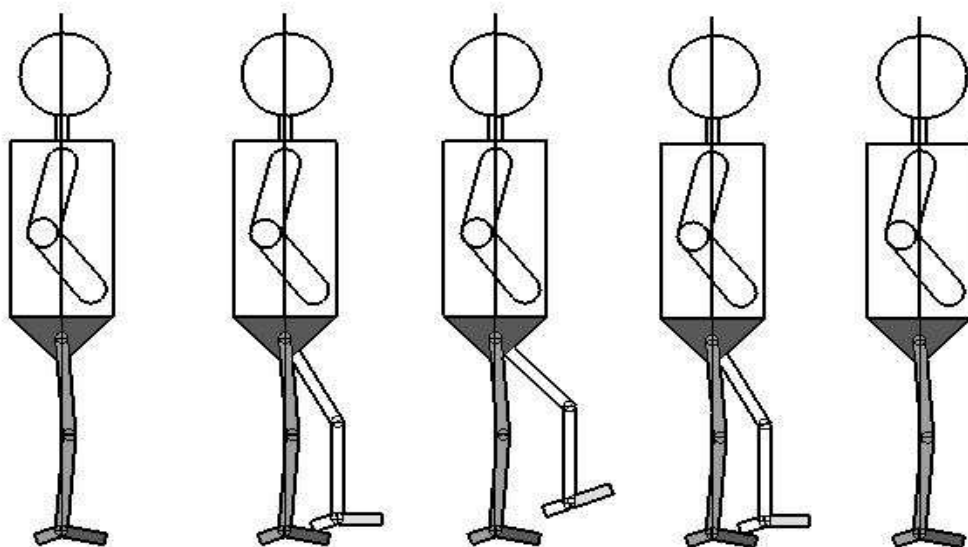
1. Úvod do problematiky stabilizace motoriky a vzniku bolesti v hybném systému

Pojem *stabilizace hybnosti* označuje opakované nastavování určitých oblastí těla do klidu v souvislosti se zamýšleným a probíhajícím pohybem dalších oblastí těla (Rašev, 2009). Tato posturální stabilizace se týká jak horizontálních poloh těla, tak vertikálních (posture z angl. znamená nastavení určité polohy, v hybném systému synergickými svalovými aktivitami). U vertikalizovaných osob se jedná o stabilizaci vsedě a vstoje hlavně při pohybu končetin a hlavy, při kterém musí být centrální oblasti těla (trup) nastavovány jako puncta fixa do klidu (Véle, 1997). Pohyb puncta mobile (končetin a hlavy) vede k přenášení těžiště těla. Pokud by pohyb hlavy a končetin nebyl zajištěn = stabilizován v oblasti trupu a pletenců, vedl by ke kolísání trupu, v krajním případě k pádu, tedy ke ztrátě stability. Trup musí být flexibilně pevný (Lewit, 2000).

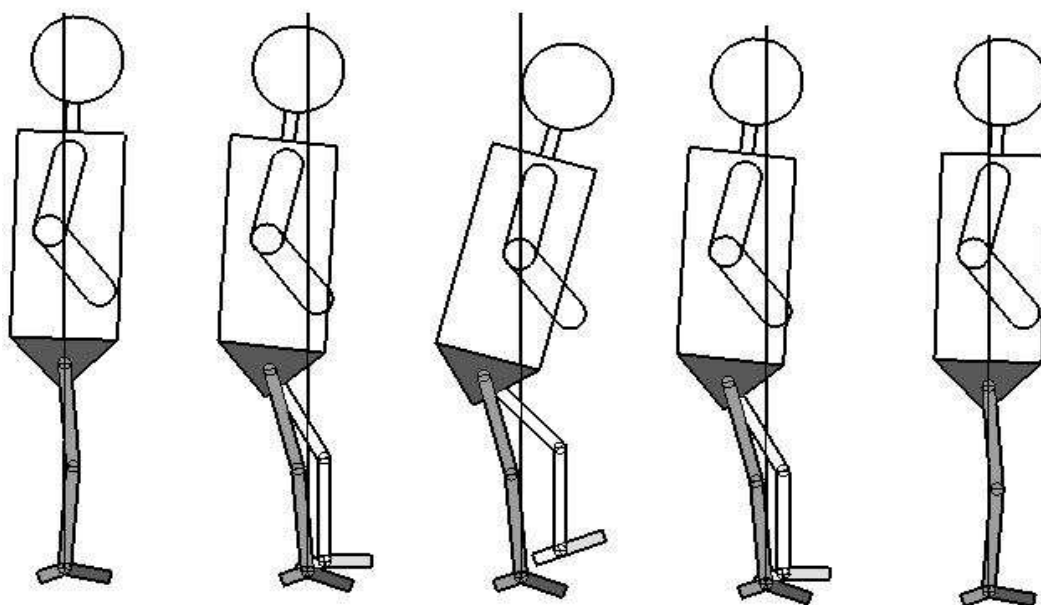
Při pohybu části těla je vždy generována svalová síla potřebná k překonání odporu prostředí. Ta pak převedena na momenty sil v segmentovém systému lidského těla vyvolává reakční síly v celém hybném systému. Dochází ke zpevnění jednotlivých kloubů, aby byla získána co nejpevnější (nejstabilnější) puncta fixa, odolávající účinku zevních sil (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001). Tyto zevní síly vznikají dle různých cílů¹ motoriky – lehké či těžké břemeno, rychlost přemísťování, vzdálenost ruky od aktuální těžnice těla, činnost jemné motoriky ruky atd. Jestliže se dlouhé povrchové svaly aktivují příliš v situaci, ve které by byla dostatečná stabilizace zpevněním segmentu diferencovanou činností intersegmentálních svalů, pak dochází k přestřelující stabilizační reakci, při které se přetěžují dlouhé povrchové svaly těla, schopné vyvinout daleko větší momenty sil než krátké intersegmentální svaly prostoupené ještě k tomu silně vazivem.

¹ Pozn. pro praxi – různé cíle motoriky: jestliže uložíme lehký kufřík ve vlaku do regálu ve výši hlavy a někdo ho nepozorovaně naplní olovem, stane se i svalnatému jedinci, že si při vyndání kufříku zhmoždí ramenní svaly nebo i svaly trupu, protože se jeho stabilizace nastaví na zcela jiný cíl pohybu než je aktuální realitou. Puncta fixa byla zajištěna nedostatečně. Naopak, když se připravíme na zvednutí těžkého kufříku a někdo ho nepozorovaně vymění za lehký z polystyrenu, pak vede trhnutí paží při zvednutí kufříku k titubaci celého těla i dokonce k pádu. Posturální stabilizace byla nastavena přestřelující neadekvátní svalovou aktivitou.

Přestřelující intenzita synergické svalové aktivity nemusí končit jedním pohybem. Tato klinická zkušenost je vyjádřena větou: „sval neumí relaxovat“. Je tím míněna svalová dysbalance, při které přetrvává zvýšená dráždivost některých svalů, které se zapojují do hybnosti přílišnou intenzitou i v situacích, ve kterých by měly být spíše inhibovány (Janda, 1984). Tyto svaly mění rozdělení tlaků na kloubech a tedy i způsob stabilizace, čímž míním nastavování puncta fixa.



Obr.1: Vykročení levou dolní končetinou při dobré posturální stabilizaci v oblasti trupu (Rašev, 2010)



Obr.2: Vykročení levou dolní končetinou při špatné posturální stabilizaci v oblasti trupu - (Rašev, 2010)

Jak je znázorněno na obr. 2, pánev se při vykročení vychyluje dorzálně. Při selhávající špatné synergické spolupráci svalů stabilizujících pánev a trup "strhává" m. iliopsoas svoji aktivitou

pánve do změněné polohy – do dorzální výchyly, kterou nezadržely posturálně stabilizující svaly. Tato dysfunkce posturální stabilizace se sice projevuje v oblasti pánve, kde působí přímo především synergicky činné trupové svaly a kyčelní svaly stojné končetiny, stejná porucha však může vycházet ze svalů stojné nohy či kraniálněji (Rašev, 2010).

Když přetrvává zvýšená aktivita určitých svalových snopců dlouhodobě, vzniká přetížení svalových bříšek a svalových úponů. Vzniklá nociceptivní aktivita z převážně izometrické aktivace těchto snopců vede často k bolesti způsobené špatnou posturální stabilizací².

Tato posturální bolest je v klinické praxi jednou z nejčastějších bolestí v těle, protože se ve společnosti projevuje stále více vliv monotónních zátěžových situací, které kladou zvýšené nároky na posturální stabilizaci vertikalizovaného těla, jako je např. sezení a práce u počítače nebo práce vstoje za pultem apod. (Rašev, 1999).

Řešení této bolesti není nikdy v medikamentózní léčbě, lokální masáži, lokální fyzikální terapii nebo v chirurgických intervencích, i když je to bohužel častá klinická praxe.

Řešení posturální bolesti spočívá ve fyzioterapeutických technikách a v technikách fyzikální a rehabilitační medicíny, které inhibicí určitých svalových skupin a facilitací inhibovaných svalových oblastí buď odbrzdí dostatečně posturální řízení (desinhibice posturální stabilizace) nebo připraví terén pro konečnou senzomotorickou stabilizační techniku, která má za cíl aktivovat co neoptimálněji řízení stabilizace pro tu konkrétní činnost, kterou se jedinec dlouhodobě zatěžuje.

² **posturální stabilizace:** k pojmu stabilizace přidáváme slovo *posturální* nebo též *funkční* proto, abychom ji odlišili od stabilizace strukturální, při které např. chirurg znehybní = stabilizuje imobilizačně dva obratle k sobě osteosyntézou, která neumožňuje pohyblivost. Posturální = funkční stabilizace hybnost umožňuje vždy. Jenom se při dobré posturální = stabilizační spolupráci svalů nesmí přetěžovat hybný systém. Slovo stabilizace se tedy bez předchozího adjektiva může chápat různě. Buď chirurgicko-morfologicky nebo z kybernetického hlediska, při kterém posuzujeme způsob neboli režim řídicí činnosti programové práce centrálního nervového systému, tedy procesu řízení a regulace muskuloskeletního systému.

1.1 Zaměření disertační práce

Disertační práci jsem zaměřil na evaluaci posturálních poruch novým tzv. provokačním testem na dávkovaně instabilní ploše Posturomed.

Tímto testem bych chtěl vyplnit mezeru v diferenciální diagnostice původu bolesti pomocí objektivizačních přístrojových metod.

Důvodem této snahy je 20 let mnou pozorovaná obecně nedobrá situace v diagnostice dysfunkce posturální stabilizace motoriky ve vztahu k bolesti jak u lékařů, tak u mnohých terapeutů. Je-li špatná diagnostika, pak je i léčba nedostatečná. Běžná diagnostika posturálních poruch je zatím obecně prováděna spíše u malých dětí. U dětí se vyšetřuje posturální reaktibilita například posuzováním polohových reakcí (Vojta, 1992), primitivní reflexologie (Kolář, 2007) a hodnotí se posturální aktivity dle principů posturální ontogeneze (Kolář, 2009).

U dospělých bipedálních vertikalizovaných osob dosud chyběla jednoduchá objektivizace posturální dysfunkce, i když existují desítky let již posturografické metody (Kohen Raz, 1991), vyšetření tzv. segmentální stabilizace vleže dle australských autorů (Hodges, 1996) nebo hodnocení svalové dysbalance a testování stereognozie a somatognozie (Kolář, 2009).

Všechny uvedené metody jsou buď zatíženy subjektivními chybami vyšetřovatele nebo náročností časovou, popřípadě i finanční jako např. vyšetření posturální funkce bránice magnetickou rezonancí (Rychnovský, 2010).

Proto jsem zaměřil tuto práci na validizaci a určení diagnostické citlivosti klinického a zároveň přístrojového testu provokace posturálního řízení, který jsem zavedl v r. 1993. Rád bych navázal na práce Brüggera, Jandy, Koláře, Lewita, Věleho, Vojty a dalších zástupců neuro-ortopedické rehabilitace tzv. Pražské školy při hodnocení funkční pathologie motoriky.

1.2 Seznam zkratk a slovníček pojmů

attituda – orientovaná postura

CG – kontrolní skupina probandů – control group

CNS – centrální nervový systém

COG – centrum of gravity – projekce těžiště těla do plochy, na které proband stojí

COP – centrum of pressure – projekce tlaku těla do plochy, na které proband stojí

motorika – pohybové chování založené na účelově řízených a regulovaných svalových aktivitách, na které má vliv i psychika

nocicepce – informace z receptorů – nociceptorů – o ohrožení integrity organismu přetížením nebo destruktivními procesy

NAS – numerická analogová stupnice, je desetistupňová stupnice na které stupeň 10 označuje největší představitelnou intenzitu bolesti a stupeň 0 je stav zcela bez bolesti

PD – skupina pacientů s posturální dysfunkcí – postural dysfunction

postura neorientovaná – zaujetí určité polohy bez úmyslu dalšího pohybu

posturální bolest – bolest z přetěžovaných svalů při poruše řízení svalové spolupráce za účelem stabilizace hybnosti

posturální dysfunkce – selhávání řízení svalové souhry za účelem stabilizace hybnosti

pSOG - posturální Somatooscilografie – měřící zařízení spojené s vyhodnocením posturální stabilizace pomocí programu Posturomed Commander, detekující a vyhodnocující titubace tělesných segmentů a celého těla při tzv. posturálních provokačních testech

posturální stabilizace – svalová aktivita zpevňující segmenty těla proti působení zevních sil, především gravitace, intenzita této aktivity se nastavuje v závislosti na intenzitě zevních sil.

Vyvolává v organismu vnitřní síly nastavující všechny tělesné segmenty současně do určitého

posturální ontogenezi geneticky determinovaného postavení = segmentální stabilizace

propriocepce – informace z receptorů o dynamických a statických poměrech v

muskuloskeletním systému, vedoucí ke vnímání tělesných segmentů a k řízení stabilizace segmentální stabilizace = posturální stabilizace

whip lash injury – indukovaná porucha řízení posturální stabilizace, vzniklá ovlivněním

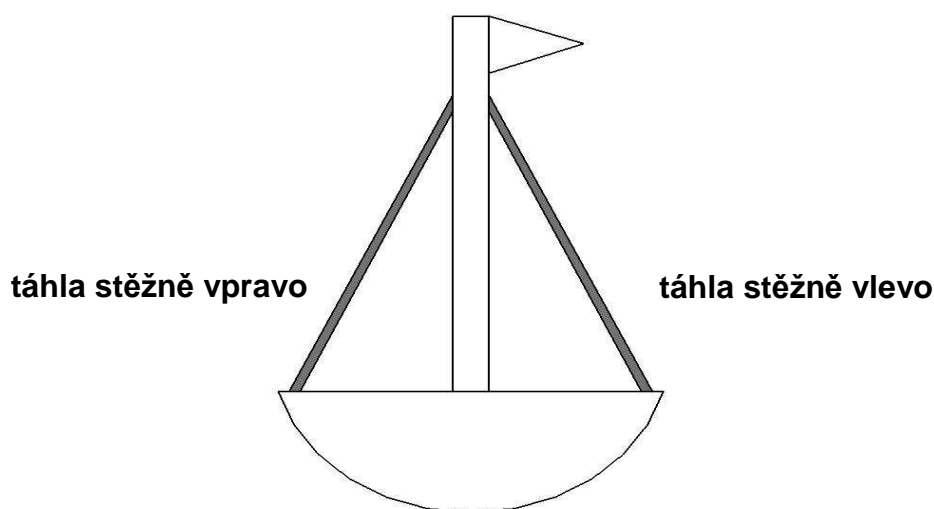
programů v neuronálních sítích, ovlivňující posturální „software“, někdy, při velké intenzitě akcelerace či decelerace pohybu hlavy, spojená i s traumaty měkkých částí hlavně v oblasti horního krku

2. Přehled aktuálních názorů na problematiku stabilizace motoriky

Farfan (Farfan, 1975) popsal, že bolesti bederní páteře vznikají při špatné kontrole stabilizace páteře, při které dochází k mikrotraumatizaci struktur páteře.

Stabilizaci páteře popsali Crisco a Panjabi (Crisco, Panjabi, 1991) jako protipůsobení sil, které mají tendenci ohýbat páteř a objevilo se přirovnání stabilizace páteře ke stabilizaci stěžně lodi kombinovanými silami tahů provazů – táhel, jak je znázorněno dále na obr. 3.

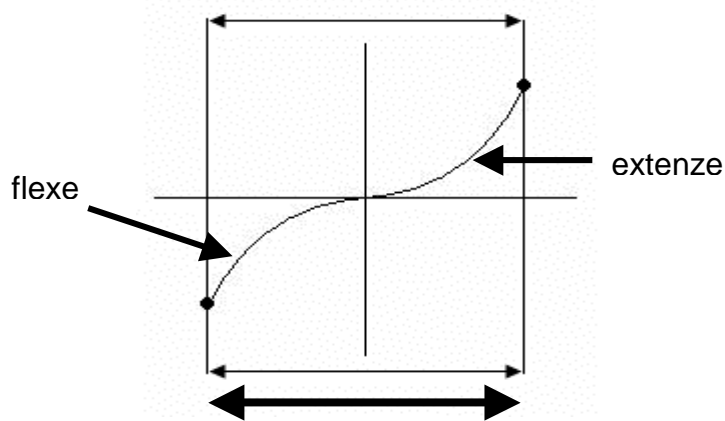
Tento model měl však nedostatky v tom, že nerespektoval funkční potřeby pohyblivosti jednotlivých segmentů páteře při komplexních pohybech jako např. při pohybu z flexe do extenze páteře, který je provázen řízenou kontrolovanou translací a rotací (Bogduk a kol., 1995).



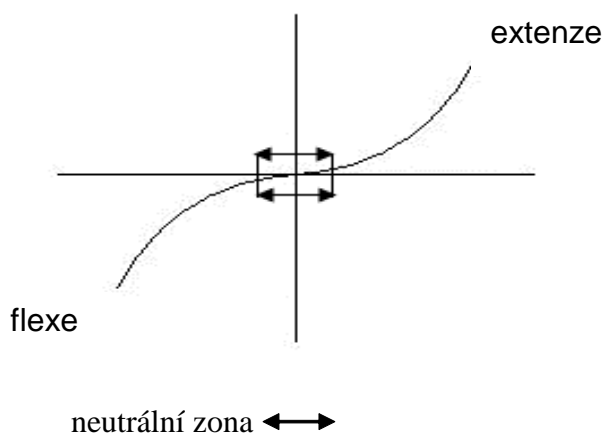
Obr.3: Stěžň lodi a táhla, které stabilizují polohu stěžně (Crisco, Panjabi, 1991)

Panjabi (Panjabi, 1992) popsal tzv. neutrální zónu (viz obr. 4 na následující stránce), ve které vede řízená spolupráce intersegmentálních svalů k ekonomickému udržování polohy. V této poloze má mít páteř nejmenší nároky na stabilizaci pasivními vazivovými strukturami a zároveň nedochází k přetěžování posturální činnosti svalů. Nevýhodou tohoto konceptu je skutečnost, že při vertikalizovaném držení těla je někdy nutno držet nebo přemísťovat těžká i velmi těžká břemena, pro které by spolupráce intersegmentálních svalů stěží dostačovala,

protože tyto svaly mají krátké svalové snopce i menší celkovou masu. Síla, kterou tyto svaly vyvíjejí, není tedy pro udržování určitých poloh dostatečná.



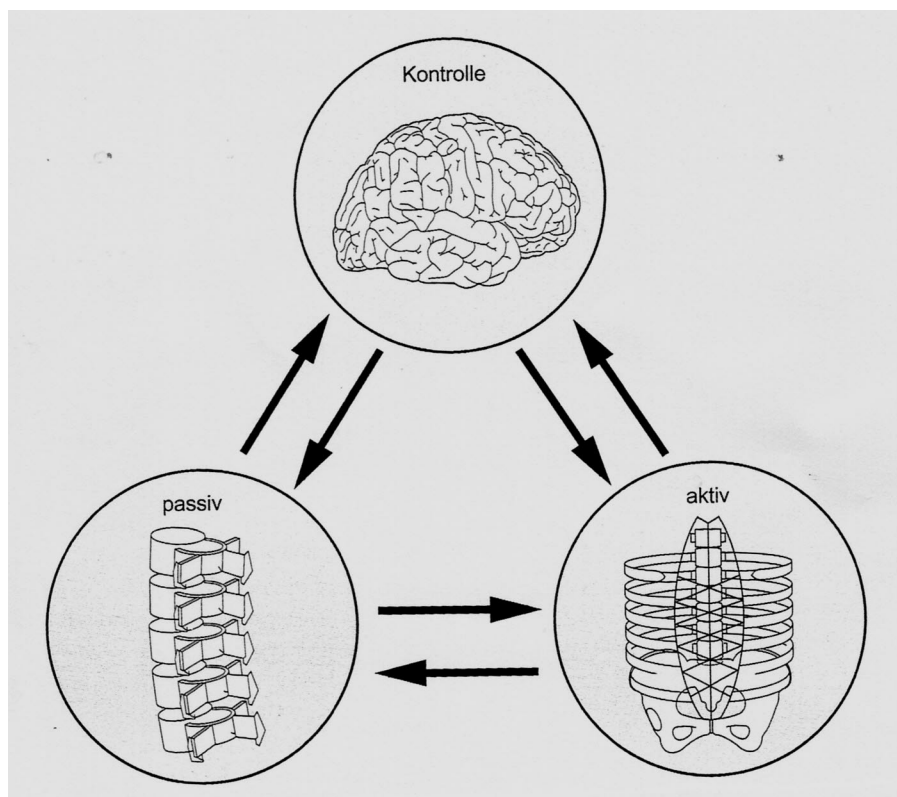
Rozsah kloubního pohybu



Obr.4: Neutrální zóna, jak ji popsal Panjabi (Panjabi, 1992)

Panjabi dále popisuje součinnost 3 systémů (Panjabi, 1992), které považuje za rozhodující pro zajištění segmentální stabilizace. Tyto 3 systémy jsou vyobrazeny na další stránce na obr. 5. Pod pojmem kontrola (Kontrolle na obr. 5) se rozumí kybernetický proces neboli činnost řízení a regulace centrálním nervovým systémem. Pod pojmem pasivní struktury (passiv na

obr. 5) si lze představit kostěný skelet a vazy, které mají však i úlohu informační o poloze kloubu a jednotlivých segmentů vůči sobě. Třetí pojem aktivní struktury (aktiv na obr. 5) označuje svalovou složku, podílející se na vlastní posturální stabilizaci motoriky.



Obr.5: Tři systémy, které zajišťují stabilizaci bederní oblasti (Panjabi, 1992). Jedná se o řízení centrálním nervovým systémem, pasivní kostní skelet s vazy a aktivní svalovou hmotu

V r. 1982 popsali Cordo a Nashner (Cordo, Nashner, 1982), že se u stojící osoby ještě před pohybem paže registrovaným elektromyograficky na m. biceps brachii aktivovaly mm. gastrocnemii s 60 msec. předstihem. Tím byla prokázána anticipační reakce zajišťující stabilitu stoje při pohybu paže. V posturografickém vyšetření prokázali Frank a Earl (Frank, Earl, 1990) anticipační pohyb COP (centrum of pressure) před volným pohybem paže spojeným s tlakem dopředu a dozadu s tahem.

V r. 1999 popsali Hodges (Hodges a kol., 1999) klinická pozorování, že přenášení těžiště těla pohybem paže vede k anticipační aktivaci trupových svalů, které tímto kompenzují očekávané flekční zatížení, ke kterému při pohybu paže dojde. Obdobně jako při zvedání činky vzpěračem musí být činností svalů zabráněno přílišnému neekonomickému přetížení páteře v poloze, která by narušovala její stabilitu (Cholewicki a kol., 1991). V r. 2003 popsali Hodges

a kol. (2003) víceúrovňovou kontrolu činnosti intervertebrálních svalů při přenášení těžiště těla.

Kolář (2009) popisuje stabilizaci jako opakující se program řídící nastavování úponové stabilizace všech svalů provádějících pohyb. Tento program nazývá posturálním vzorem, jehož kineziologický obsah je uložen v mozku jako program, který řídí posturální ontogenezi = vývoj aktivního držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých dominuje gravitace. Tento vzor je integrován do všech pohybů, nejen při bipedální lokomoci, ale i při vertikální poloze těla. V tomto smyslu zavádí pojem hlubokého stabilizačního systému. Takto označuje hluboce uložené intersegmentální svaly, které zajišťují nastavení poloh v segmentech těla před každým stabilním pohybem. Zvláště zde vyzdvihuje posturální význam aktivace bránice.

Dobrá stabilizační synergická činnost svalů zabráňuje přílišnému napětí v ohybu (Brügger, 1977), které by ohrožovalo integritu tkání hybného systému a produkovalo nocicepci. Od kontroly těžiště těla, přes řízení intersegmentálních a kloubních sil, a to vše vztaženo do souvislostí jak se zamýšleným, tak s probíhajícím pohybem, je posturální stabilizace integrujícím elementem motoriky.

2.1 Shrnutí literárních názorů na stabilizaci motoriky

Literární údaje o představách podstaty stabilizace motoriky lze rozdělit do dvou hlavních a několika vedlejších skupin:

První hlavní skupinu názorů lze vztahovat na hodnocení projekce buď těžiště (COG = centrum of gravity) nebo bodu maximálního tlaku do podložky (COP = centrum of pressure) a tyto názory jsou charakterizovány vyšetřováním balančních schopností vyšetřované osoby. Vyšetřuje se tedy kinematická projekce kolísání těla.

Druhá hlavní skupina literárních údajů se zabývá nastavováním tělesných segmentů do určité polohy a definováním puncta fixa a puncta mobile. Tyto literární údaje zahrnují i vyšetřování pohybu bránice v posturálních souvislostech. Dá se tedy říci, že zahrnují i podíl dýchání na stabilizaci těla.

Třetí skupina literárních údajů se zabývá “Equilibriem”, tedy vyšetřováním rovnováhy. Autoři jsou převážně otorhinolaryngologové a zabývají se závratěmi a vyšetřováním rovnováhy. Přesto se jim podařilo popsat vyšetření, které částečně spojuje oba předchozí literární názory. Totiž CranioCorpoGrafii (CCG), při které se vyšetřuje projekce hlavy a ramen při provokačním testu kráčením v temné místnosti a předpažených pažích (Claussen, 1975). Autoři hodnotili dráhu, která odpovídala projekci hlavy a ramen během určité doby kráčení na místě. Vyšetřování prováděli pouze za účelem hodnocení rovnováhy, na stabilizační problematiku nezacházeli, i když byli metodikou blízko. Jedná se hlavně o japonské, německé a skandinávské autory.

Zvláštní skupinu tvoří zastánci Posturologie, převážně ve Francii (Gagey, Bricot, 1995). Snaží se studovat systém podvědomého držení těla v závislosti na funkci receptorů, které však berou v úvahu převážně jen v oblasti plosky nohy a kranio-mandibulární krajiny.

Vydávají posturologii za regulační postup, kterým se analyzuje držení těla člověka ve své celistvosti. Prakticky se ve své celistvosti ale zaměřují hlavně na stimulaci plosky nohy profilem speciálních vložek do bot, na hodnocení rozdílu délky dolních končetin, který spatřují extrémně často, někdy i na stomatologické postupy zaměřené na korekci postury stoje a chůze ovlivněním okluze a hyoidálních svalů. Do popředí jsou stavěny hlavně techniky ovlivňující kranio-mandibulární oblast.

Je nutno se zmínit o poslední skupině osteopatických názorů, popisovaných v množství knih posledních 10 let, které se též zaměřují na ovlivnění postury a berou v úvahu vliv vnitřních orgánů jakožto zdroje informace z receptorů, která mění způsob svalové aktivace.

Tato skupina osteopathů zohledňuje psychický a “energetický“ stav jedince a snaží se regulovat s neochvějnou jistotou a přesvědčením o výrazné účinnosti vlastních technik posturální reakce různými jemnými technikami kožní stimulace, manuální terapie a technikami viscerálními neboli technikami manuálními zasahující do hloubky těla, které mají ovlivňovat funkci vnitřních orgánů a i posturu. Zastánci tzv. kraniosakrální osteopathie si představují jako častý zdroj změněné postury změny kraniosakrálního rytmu a jako terapii si představují jemné ovlivnění pohyblivosti lebečních kostí. I když jim nelze upřít terapeutické

úspěchy, jejich vysvětlování podstaty vlastních technik není z oblasti přírodních věd (Barral, Mercier, 2005).

Vlastní názor autora na stabilizaci motoriky po srovnání všech literárních pramenů:

Z literárních pramenů i z vlastní 24 leté praxe vyplývá, že stabilizace těla je otázkou integrace činnosti svalů nastavujících puncta fixa a umožňujících pohyb puncta mobile v souvislostech jak se zamýšleným, tak s probíhajícím pohybem, v rámci individuálních posturálních možností jedince (řídící stabilizační geneticky dané programy a individuálním vývojem získané posturální strategie). Posturální stabilizace závisí na kvalitě vstupní informace z receptorů těla, na aktuálním stavu mechanismů řídících infrastruktury těla (únava contra odpočínutý, najedený/nenajedený atd.), kardiovaskulárního, pulmonárního a vegetativního systému, na stavu emocí, stejně jako na kvalitě svalové a vazivové hmoty především co se týče elasticity.

2.2 Pomocná stabilizace těla využitím setrvačnosti hmoty kompenzuje porušenou posturální stabilizaci při lokomoci a pohybu

Při těžké posturální dysfunkci jako např. po otřesu mozku – whip lash injury – se lékaři často diví, jak je možné, že postižený nemůže pracovat ani 15 minut u počítače bez vzniku silných bolestí trupu, po lese však může 2 hodiny běhat bez problémů. Přisuzují to psychosomatice.

Často se zapomíná na pomocnou stabilizaci motoriky setrvačností hmoty.

Pomocná stabilizace setrvačností při činnostech vsedě a vstoje chybí, na rozdíl např. při běhu. Lze si představit pro srovnání rychlou jízdu na kole, srovnatelnou s lokomocí, při které se není třeba na udržování rovnováhy soustředit, protože se systém jízdní kolo-člověk stabilizuje setrvačností. Při velmi pomalé jízdě je však nutno se na stabilizaci rovnováhy velmi soustředit, protože setrvačnost chybí.

Při řešení problematiky stabilizace je nutno vždy principiálně definovat cíle motoriky, na kterých závisí přednastavování intenzity synergické posturální anticipace. Proto jsem tuto

práci zaměřil na velmi častou činnost moderního člověka – na činnosti vstaje a vsedě, při nichž je nutno *stabilizovat v oblasti trupu přenášení těžiště těla vznikající pohybem končetin*.

Protože se činnostmi vsedě a vstaje zatěžuje více než polovina populace, chtěl bych se v disertační práci pokusit též o zodpovězení otázky, zda jsou stavy bolestí zad, které nemají v pozadí prokazatelné strukturální pathomorphologické změny, spojené s problematikou insuficientní posturální stabilizace motoriky pro činnosti vsedě a vstaje. Tedy zda lze identifikovat stavy posturální dysfunkce a pak jejich klinických důsledků při vzniku bolesti zad.

3. Vymezení pojmů týkajících se posturální stabilizace a vzniku bolesti

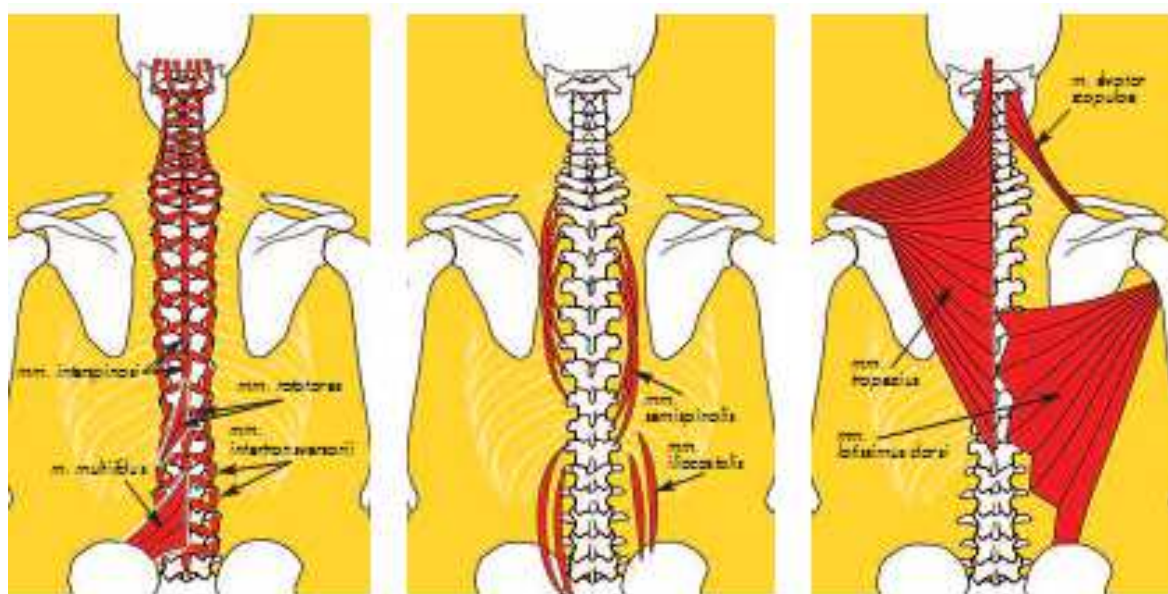
Udržování rovnováhy bipedální osoby vertikalizovaného těla není totožné s posturální stabilizací. V klinických obrazech silně instabilních pacientů není v naprosté většině případů přítomna porucha rovnováhy. I při dobré rovnováze zajišťují *svalové vrstvy trupu* zpevnění jednotlivých segmentů těla (Junghans, 1954) *diferencovaně a synergicky*³ buď kvalitně – pak vzniká *dobrá segmentální stabilizace*; nebo špatně – pak vzniká posturální porucha, která může být provázena bolestí.

³ synergicky – označení současné aktivace dvou nebo více svalů, s různou intenzitou, které udržují určitý segment těla v klidu a umožňují klidové nastavení puncta fixa a tím úponovou stabilizaci svalů provádějících pohyb. Synergicky aktivované svaly mohou v jiných souvislostech pracovat jako antagonisté (protihráči).

3.1 Tři vrstvy svaloviny trupu = efekторы při posturální stabilizaci stoje

Do stabilizace se mohou zapojovat všechny svaly těla, záleží vždy na výchozí poloze těla a na cíli motoriky. V oblasti trupu se aktivují svaly uložené v několika vrstvách. Nejhlubší svaly zad jsou nejkratší a překračují jeden segment (Junghans, 1954). Svaly přední části trupu jsou též uloženy ve vrstvách, ale jejich nejhlouběji uložená vlákna jsou výrazně delší, uložena horizontálně, obkružují trup.

Intersegmentální nejhloběji uložené svaly zad neobsahují fascie, jsou to spíše roztroušené svazky svalových vláken uložené v paravertebrálním vazivu. Těmto vnitřním svalům s krátkými vlákny, bez výrazněji vyvinutých svalových bříšek, je přisuzována anticipační úloha, to znamená, že se mají aktivovat již několik desítek milisekund před zamýšleným pohybem a nastavit polohu obratlů do požadované postury - polohy. Do intersegmentálních svalů se zařazují mm. interspinozi, intertransversarii, rotatores breves et longi a jako přechodový sval je m. multifidus, který překračuje jeden až tři segmenty a je tedy na přechodu mezi hlubokou a střední vrstvou svaloviny. Tím myslím na přechodu funkce intersegmentální, která je podle australských autorů zajišťována tzv lokálními stabilizátory (totožné s intersegmentálními svaly) a globálními stabilizátory (totožné s dlouhými polysegmentálními svaly). Vlákna překračující tři meziobratlové prostory mohou jen stěží cíleně nastavit segmentální polohu v jednom meziobratlovém prostoru. M. multifidus tedy musí pracovat diferencovaně. V posledních 20 letech je tento sval středem zájmu autorů zabývajících se segmentální stabilizací (Richardson, Hodges, Hides, 1989).



hluboká vrstva svalů trupu
intersegmentální svaly

střední vrstva svalů trupu
krátké polysegmentální svaly

povrchová vrstva svalů trupu
dlouhé polysegmentální svaly

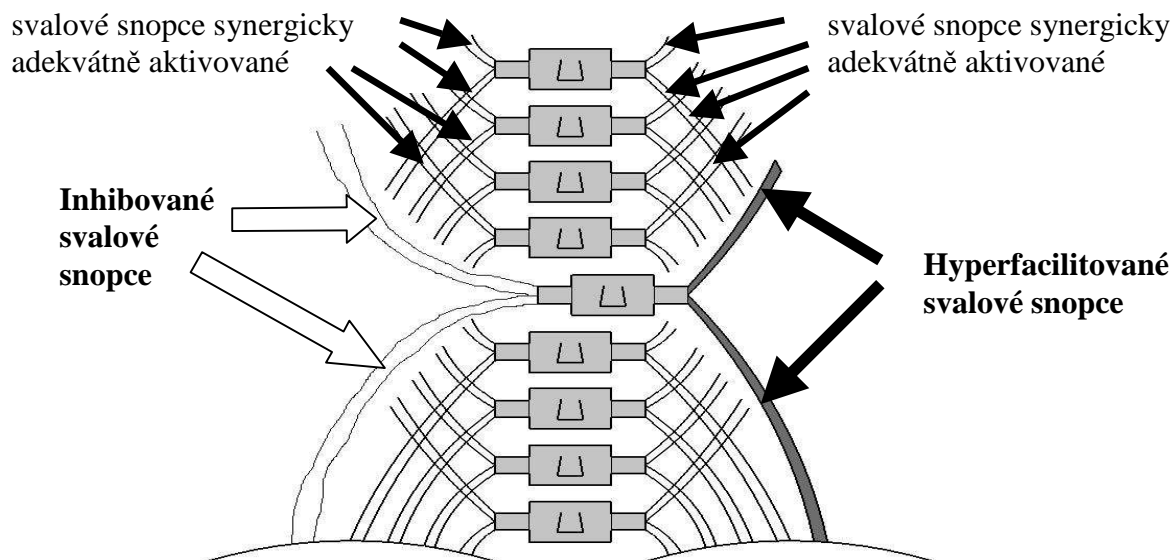
Obr.6: Tři vrstvy svaloviny trupu (Rašev, 2005)

Druhá = střední vrstva svalů zad překračuje čtyři až šest segmentů, obsahuje hlavně m. longissimus, iliocostalis a semispinalis, zepředu pak např. m. longus coli a m. longus capitis, jak je znázorněno na obr. 6. Třetí povrchová vrstva svalů zad překračuje více než 6 segmentů a jejími zástupci jsou hlavně m. latissimus dorsi, m. trapezius, m. serratus ant., dále m.

serratus posterior superior a posterior inferior, m. quadratus lumborum, m. levator scapulae, mm. scaleni, mm. splenii, z přední strany trupu pak břišní svaly uložené šikmo i v dlouhé ose, a m. pectoralis major. Tyto dlouhé svaly se dle představ o posturální stabilizaci aktivují při pohybech s většími změnami úhlu na kloubech a při větších destabilizačních silách. Je nutno zdůraznit, že se jedná také o svalová vlákna spojující pletence ramenní a kyčelní. Tyto svaly zajistí stabilizaci při výrazných a rychlých změnách těžiště těla. V neposlední řadě je zde bránice a svalovina pánevního dna i oblasti krku. Tyto svalové skupiny uzavírají dolní a horní trupové apertury a m. diaphragma se přímo účastní na stabilizaci trupu (Rychnovský, 2010).

3.1.1. Polysegmentální svaly v intersegmentální funkci (Rašev, 2005)

Sval se nemusí aktivovat jako celek. Jak ukazuje obrázek č. 7, jednotlivé svalové snopce se mohou aktivovat diferencovaně. Literární údaje nevyvracejí možnost parciální aktivace i u jiných než hluboce uložených svalů, s cílem nastavení polohy v segmentu a tudíž určitého podílu na segmentální stabilizaci. Toto se děje anticipačně hlavně při zvedání velmi těžkých břemen a při manipulaci s těžkými předměty. Několik snopců svalů střední vrstvy jsem znázornil na schématu ovlivnění polohy určitého obratle delšími než monosegmentálními svaly. Jistě je to možné i v trojrozměrném prostoru i do rotace a lateroflexe.



Obr.7: Schematické znázornění aktivace kraniálních a distálních svalových snopců vpravo s výsledkem ovlivnění postury – vychýlení obratle ze segmentální polohy v oblasti trupu (Rašev, 2005)

Prakticky znamená tato skutečnost, že se na stabilizaci mohou podílet diferencovaně i jiné než pouze hluboké vrstvy, totiž i vrstvy povrchově uložené, dle cílů motoriky, že však musí včas relaxovat. Na vysvětlení principů posturální stabilizace a posturální ontogeneze se přitom nic nemění.

3.2 Posturální ontogeneze – základ posturální stabilizace

Jako posturální ontogenezi označuje Kolář (2009) vývoj aktivního držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil, od 4. až 6. týdne, kdy se objeví orientační mechanismy jako např. optická fixace. Pro zvednutí hlavičky dítěte musí aktivovat posturální program měnící celkové flekční držení těla a objevuje se aktivní synergicky realizovaná opěrná funkce. Prostřednictvím zrání posturálního programu se uplatňuje synchronní synergická aktivita u svalů s antagonistickou funkcí (Vojta, 1992). Svalová souhra zpevňující páteř a klouby končetin, nastavující puncta fixa pro úponovou stabilizaci, je vázána na každou polohu až po vertikalizaci. Kolář hovoří o posturálním vzoru, který se promítá do posturální stabilizace každé polohy těla.

Doplňuji zde tuto koncepci pozorováním, že se po vertikalizaci dítěte mění u adolescenta délky končetin a proto jsou páky a síly působící na trup v tomto adolescentním věku výrazně větší, zvláště v labilním bipedálním postoji oproti poloze dítěte vleže. Každý zná náhle neohrabanou chůzi a motoriku adolescentů.

Ve vertikálních polohách adolescenta se musí *kalibrovat* programy řízení posturální stabilizace na novou, vyšší úroveň. Tato kalibrace probíhá někdy dobře, někdy výrazně hůře, zvláště u hypermobilních jedinců a nejhůře po malých cervikokraniálních traumatech (malé automobilové nehody) vedoucích k subkortikálním dysfunkcím softwaru-podobného posturálního řízení.

Proto je posturální stabilizace dospělého výsledkem nastavování segmentů dle modelu neboli vzoru posturální stabilizace dítěte, jak ukázal Vojta (Vojta, Petters, 1995), ale *navíc ještě* se uplatňuje vliv rozvolněného nebo v opačném případě kvalitního vaziva, ve kterém vzniká proprioceptivní informace o změnách úhlů na kloubech a o změnách napětí v tkáních. Tato

informace ovlivňuje kybernetické řízení posturální stabilizace i bez pathomorphologického poranění muskuloskeletních struktur.

Vliv převládající míšní reciproční inhibice po „pádu posturálního softwaru“ se projevuje svalovou dysbalancí trvající i mnoho měsíců. Posturální řízení je přitom na míšní nebo subkortikální úrovni inhibováno. Dle Jandy (2000) je zřejmě distribuce aktivity přes interneurony na alfa motoneurony změněná, viz obr. 9.

Přeprogramování takto vzniklých dysfunkcí je často možné technikami autogenní a reciproční inhibice, které odbrzdí posturální řízení tím, že optimalizují aferentní informaci do míchy a normalizují řízení na spinální úrovni. Tím desinhibují řízení posturální stabilizace. Dá se říci, že zmíněné techniky proklestí cestu descendentním informacím předávaným na míšní úrovni.

3.2.1 Receptory potřebné pro řízení posturální stabilizace

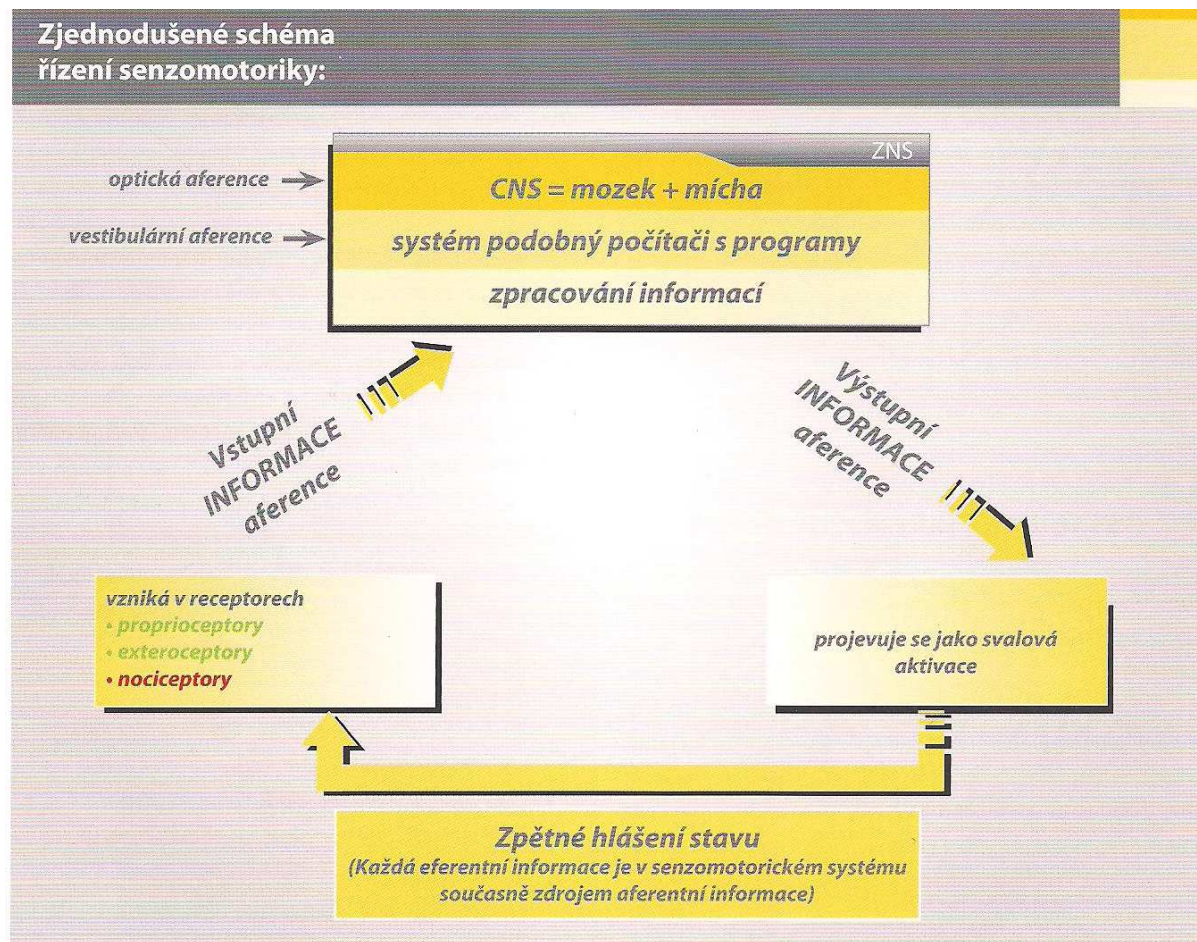
Na obrázku 8 jsou vyobrazeny hlavní skupiny receptorů, které ovlivňují řízení posturální stabilizace.

První a největší skupinou receptorů jsou proprioceptory hlásící informace o poloze a změnách polohy v muskuloskeletním systému, o úhlové rychlosti a zrychlení na kloubech a v měkkých tkáních.

Vestibuloreceptory hlásí polohu hlavy v gravitačním poli a mají podobné charakteristiky jako proprioceptory.

Chtěl bych zde zdůraznit, že pro dobrou posturální stabilizaci je nutno, aby CNS dostal kvalitní informaci o poloze hlavy vůči trupu, kterou zprostředkovávají proprioceptory krční oblasti. Při funkční patologii kraniocervikální oblasti ve smyslu svalových spasmů a tzv. funkčních blokády je tato informace zkreslená, redukována či změněná, což má velký vliv na řízení postury. Touto skutečností lze vysvětlit někdy překvapivý vliv různých funkčních technik manuální medicíny a osteopatie působících převážně v kraniocervikální oblasti.

Další kyberneticky obdobně významnou oblastí, co se týče posturálně důležité vstupní informace, je oblast sakroiliakálního skloubení a oblast nohou. Oblast sakroiliakální proto, že se v ní rozdělují tlaky trupu na pravou a levou část pletence kyčelního a oblast nohou je důležitá proto, že z ní přichází první informace o vlastnostech terénu, na kterém se vertikalizovaná osoba pohybuje.



Obr.8: Zjednodušené schéma řízení senzomotoriky (Rašev, 1998)

Pro řízení stabilizace je ještě důležitá oblast optické aference, která udává informaci o poloze horizontu, tvaru, vzdálenostech apod. Protože i slepci mají schopnost udržovat posturu, považuje se tato informace za vedlejší. Věle uvádí, že při výpadku jedné aferentní složky je stabilizace a pohyb umožněn zintenzívněním dalších složek vstupní informace.

Chtěl bych zde zdůraznit, že optická aference je velmi důležitá při vypracovávání anticipace. To znamená, že se dle optické informace nastavuje segmentální stabilizace dle zkušenosti podvědomě. To je též důvod, proč se na instabilní ploše Posturomedu vyšetřuje a i cvičí pouze s otevřenýma očima. Cvičení se zavřenýma očima nemůže vypracovat anticipační

reakci. Může však pomoci při nutnosti zintenzívnit proud proprioceptivní informace, při poruchách rovnováhy, to je však jiná kapitola než tato o posturální stabilizaci motoriky.

Zvláštní význam má akustická informace, která umožňuje též vypracování anticipační reakce, v určitých převážně sportovních disciplínách jako např. při stolním tenisu vrcholové úrovně, kdy optická informace nedostačuje pro včasné zareagování na přilétající míček.

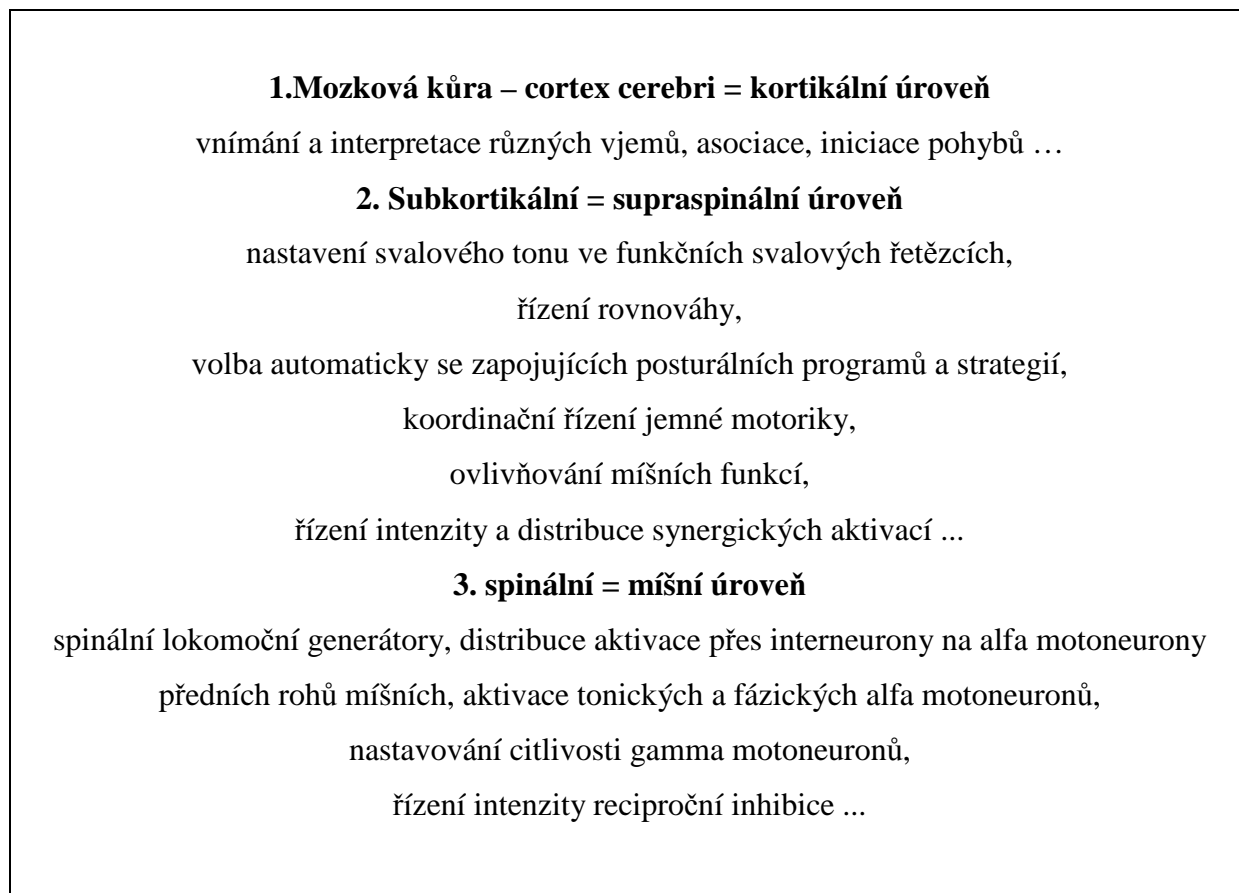
V posledních letech se objevují informace o možných nových statoreceptorech uložených v orgánech v oblasti břicha, snad v ledvinách (Karnath, Ferber, Dichgans, 2000). Tyto tzv. sekundární graviceptory se eventuálně uplatňují se při některých hemiplegiích jako např. při tzv. pusher syndromu, při kterém má dotčený tendenci „tlačit“ tělo zdravou dolní i horní končetinou do směru postižené strany. Někdy takové osoby nelze přes zdravou stranu vozíku vůbec polohovat nebo vést pohyb, pro velmi silný tlak nepostižených končetin do směru postižení (Kafková, 2004).

V hybném systému v moderní společnosti se projevuje stále výraznější redukce aferentní proprioceptivní a vestibulární informace při pracích vsedě i vstoje. To u dobré kvality zpracování informace v neuronálních sítích pro účely stabilizace nevede, dotčený vystačí i s výrazně zredukovaným množstvím vstupní informace. Při průměrné a horší kvalitě zpracování aferentní informace je však redukce této vstupní informace důvodem selhání neboli dysfunkce kybernetického řízení stabilizace, které nevystačí s omezenou vstupní informací o poloze kloubů, úhlovém nastavení segmentů a o zevních podmínkách, za kterých se má pohybový záměr uskutečnit. Proto nestačí u každého jen zvýšení aferentní informace, tato musí padnout na úrodnou půdu = na kvalitativně přijatelné řídicí programy. A ty jsou po nahromadění malých centrálních postižení mnohdy insuficientní, takže vzniká posturální dysfunkce.

3.3 Tři úrovně řízení senzomotoriky

Na následujícím obrázku 9 je zjednodušeně vyobrazeno schema řízení motoriky po zpracování vstupních informací (Brügger, 1977). Jsou zde znázorněny 3 úrovně zpracování vstupní informace z jednotlivých receptorů, které vysílají data o okamžitém stavu polohy tělesných segmentů vůči sobě, o vlivech zevního i vnitřního fyzikálního a chemického prostředí, o směru gravitace apod.

Všechny tyto informace jsou zpracovány v centrálním nervovém systému na některých, popř. na všech třech úrovních. Výstupní informace se projeví v senzomotorice svalovou souhrou, která odpovídá hierarchickým řídicím procesům. Každý svalový tah je pak zároveň zdrojem další nové vstupní informace a vede k dalším regulačním zásahům do průběhu motoriky.



Obr.9: Tři úrovně řízení senzomotoriky se zjednodušenými funkcemi (Brügger, 1977)

3.3.1 Segmentální posturální stabilizace stoje bez úmyslu lokomoce, rovnováha

Neorientovaná postura vzniká, když řízení stabilizace motoriky má za cíl pouhou stabilizaci vertikální polohy jedince *bez úmyslu cíleného pohybu*. Rovnováha je předpokladem posturální stabilizace, není však s anticipační stabilizací totožná, dalo by se říci, že rovnováha je stabilizací hrubou, bez cílené anticipace.

Pokud je toto řízení motoriky vyšetřováno posturograficky, vznikají zavádějící výsledky. Vařeka (2002) upozorňuje na velké kompenzační možnosti posturální stabilizace. Oslabení funkce se nemusí projevit hned, při vyšetření se zavřenýma očima také ne, až při zvýšené posturální zátěži jako je pohyb končetin. To ale již posturografie nevyšetřuje. Pohyb těžiště při kráčení na místě se pokouší objektivizovat CranioCorpoGrafie (Claussen, 1975), ale i zde je vyšetřována hlavně dráha projekce ramen a hlavy. Rovnováhu sil ovlivňujících kloub při každém pohybu by bylo možno označit jako segmentální stabilizaci.

3.3.2 Cílená posturální stabilizace motoriky – pro určité cíle, anticipace - attituda

Před každým pohybem vzniká stav zvýšené dráždivosti určitých motoneuronů, které zajišťují tzv. přednastavení stavu aktivace motoneuronů před startem vlastního pohybu – tzv. orientovaná postura neboli *attituda*. Z této attitudy vychází vlastní pohyb. Attituda je vlastně označení klinické reakce při anticipační aktivitě stabilizačních posturálních programů.

Chceme li dát někomu ránu pěstí, bude anticipační reakce v oblasti trupu zcela jiná než když chceme někoho pohládit v oblasti těla, která je ve výši cíle zmíněné pěsti.

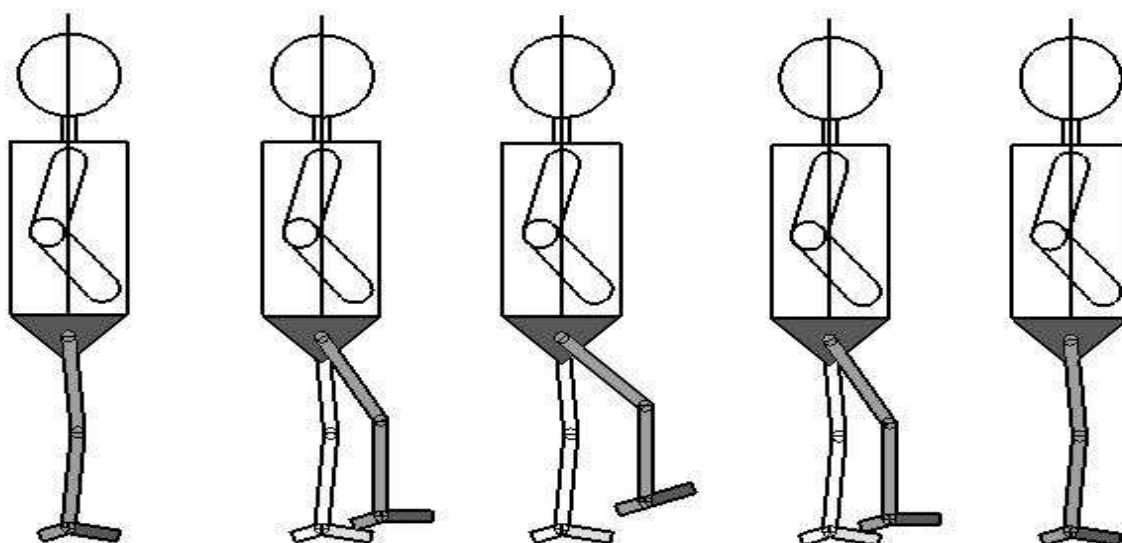
V obou případech bude začátek i směr pohybu zcela shodný, jen rychlost pohybu a *tudíž intenzita anticipační reakce v oblasti např. m. transversus abdominis a v segmentech páteře* bude v obou případech zcela odlišná.

Zvedání pytle cementu může být opticky stejné jako zvedání stejně velkého břemena z polystyrénu. Kdyby však první anticipační reakce byla stejně intenzivní jako při zvedání polystyrénu, snadno by si dotyčný natrhl sval nebo si přivodil výhřez ploténky z nedostatečného silového zajištění stabilizace pohybu.

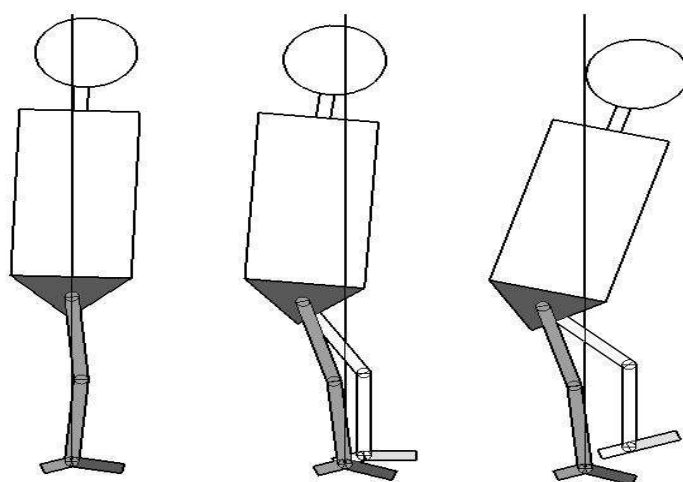
Další důležitou vlastností attitudy je to, že se do jejího nastavení promítá výrazně i psychický stav individua. Negativně psychicky ladění jedinci mají globální tendenci nastavovat držení těla spíše do flexe, automatické extenční držení trupu pozorujeme u dlouhodobě ve společnosti úspěšných jedinců, aniž by zde hrála větší úlohu eventuelní nadváha nebo výrazně asthenický habitus.

Lze shrnout klinickou zkušenost, že při dlouhodobě pozitivně a přirozeně situacím adekvátně nastaveném psychickém stavu není pro posturální stabilizaci rozhodující poměr tělesné výšky a hmotnosti. Tato klinická zkušenost však vychází pouze ze 25-letých pozorování autora a není předmětem dalšího vědeckého zkoumání.

Na obrázcích 10 a 11 vidíme dobrou a špatnou anticipační reakci v oblasti pánve, umožňující buď dobrou techniku *vykročení*, nebo vedoucí k přetěžování lumbosakrálního přechodu.



Obr.10: Nastavení puncta fixa anticipačně před pohybem dolní končetiny v oblasti pánve dobrou segmentální stabilizací (Rašev, 2009)



Obr.11: Nastavení puncta fixa anticipačně před pohybem dolní končetiny v oblasti pánve špatnou segmentální stabilizací, s přestřelující aktivitou hypertonního m. iliopsoas, který jakoby strhával pánev do výchyly dozadu (Rašev, 2009)

Při přetěžování lumbosakrálního a thorakolumbálního přechodu vzniká nociceptivní aference. Tato nociceptivní vstupní informace má za cíl informovat řídicí programy v centrálním nervovém systému o ohrožení integrity tkáně chronickým přetěžováním. Po určité době může být tato nociceptivní informace vnímána jako bolest v dolní části zad. Příčina spočívá v těchto případech nikoliv v destruktivních procesech nevratných poškození tkáně. Příčina je ve změněném řízení stabilizace motoriky.

3.4 Dysfunkce stabilizace motoriky = posturální dysfunkce

Posturální dysfunkce je totožná s porušením kybernetických stabilizačních procesů zpracování informace v neuronálních sítích v centrálním nervovém systému.

Příčinou jsou chronická přetěžování, stresy, opakované horečnaté stavy, opakovaná vyčerpání (burn out syndrom), whip lash injury neboli změna řízení po nečekaných náhlých zrychleních a zpomaleních např. při autonehodách, kdy do stojícího auta postižené osoby neočekávaně narazí další automobil.

Tyto klinické skutečnosti lze shrnout do věty: „**posturální dysfunkce** vede ke vzniku těch nejčastějších bolestí v hybném systému moderní doby“. Protože moderní doba vyžaduje zaujímání monotónních poloh trupu (vsedě, vstoje) při práci horními končetinami (práce u počítače), vede to k přenášení těžiště pouze v malém pracovním sektoru a klade *zvýšené nároky na anticipační i průběžnou stabilizaci tohoto přenášení těžiště těla* pohybem končetin především v řízení intersegmentálně činných svalů.

Na obrázcích 10 a 11 byl vyobrazen klinický test vykročení při dobrém a špatném stavu nastavování attitudy před vykročením sloužícím k přenesení těžiště. Jedná se o nastavování určitých tělesných oblastí do klidu (puncta fixa) za pohybu jiných oblastí těla (puncta mobile)

Přílišná činnost polysegmentálních dlouhých svalů není při stálých malých přenášení těžiště výhodná, jako např. při práci u počítače, naopak, vede ke vzniku posturální bolesti, neumí-li dlouhé svaly relaxovat. Při větších hmotnostech přemísťovaných břemen je samozřejmě činnost dlouhých polysegmentálních svalů nutná, tyto musí však včas relaxovat.

Při dysfunkci řízení stabilizace motoriky dochází tedy k funkčním (posturálním) vertebrogením poruchám, které jsou jedním z nejčastějších důvodů návštěvy pacienta v ordinaci lékaře či fyzioterapeuta a které se projevují bolestí v hybném systému, především bolestí zad.

3.4.1 Centrální příčiny posturální dysfunkce - poruchy řízení stabilizace motoriky

Posturální dysfunkce vzniká obecně při změně zpracování vstupní informace v centrálním nervovém systému.

a) Centrální *strukturální* příčiny posturální dysfunkce

Centrální *strukturální* příčina posturální dysfunkce může vznikat při jakémkoliv zánětlivém, hemodynamicky významném nebo expanzivním procesu v CNS, při traumatu buď přímým poraněním neuronálních sítí, silnou ischemií a jejich následnou destrukcí nebo při krvácení do těch oblastí mozkové tkáně, které se podílejí na řízení stabilizačních posturálních reakcí.

Charakteristické pro tyto destruktivní procesy je nevratné zničení struktur nervové tkáně. Hovoříme o strukturálních příčinách posturální dysfunkce. Tyto jsou z velké části irreverzibilní proto, protože se hojí jizvou, která má již jiné vlastnosti než původní tkáň, ať už nervová nebo muskulární.

b) Centrální *funkční* příčiny posturální dysfunkce

Centrální funkční příčiny dysfunkce posturální stabilizace jsou častější, z převážné většiny zcela reverzibilní, i když někdy až dramaticky vyvinuté. Vznikají při výrazně změněném zpracování informace – „přeprogramování“ v uzlových oblastech neuronálních sítí hlavně v subkortikální oblasti CNS. Příčinou může být otřes mozku, přehřátí při horečce, chronická únava, přílišné stresy, absence kompenzačních pauz a chronické monotónní přetěžování posturální stabilizace.

3.4.2 Periferní příčiny posturální dysfunkce – poruchy řízení stabilizace motoriky

Obecně vznikají periferní příčiny posturální dysfunkce při výraznější změně či výrazné redukci pro posturální reakce využitelné aferentní informace z proprioceptorů, vestibuloreceptorů a optické aference. Opět se může jednat o dvojí změny.

a) Periferní *strukturální* příčiny posturální dysfunkce

Při strukturálních destruktivních procesech zanikají receptory jako např. při polyneuropathii (Morbus Charcot Marie Tooth). Tyto změny jsou z převážné části nevratné a vedou k nápadnému klinicky jednoznačnému motorickému chování s výraznou nejistotou jak stoje tak i chůze.

b) Periferní *funkční* příčiny posturální dysfunkce

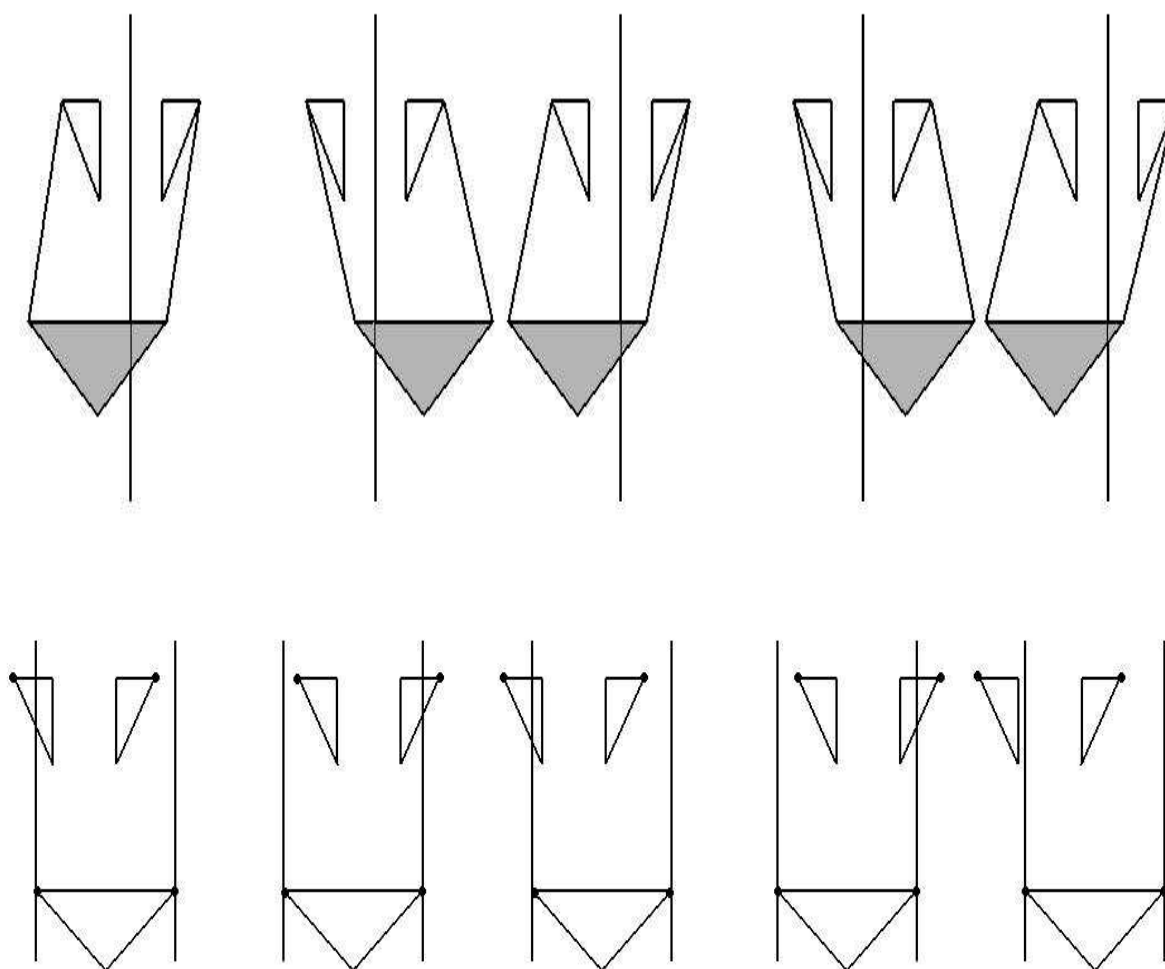
Periferní funkční příčiny jsou klinicky častější. Redukci aferentní informace lze vyvolat při imobilizaci určitých částí těla, při monotónních činnostech jako např. dlouhé sezení u počítače na nevhodné židli v neekonomické monotónní poloze, při náhlém, i když krátkodobém, výrazném zvýšení nociceptivní aference jako např. při whip lash injury při automobilových nehodách při nízkých rychlostech, kdy postižený náraz naprosto neočekával (např. nárazy do stojícího auta zezadu ze strany na náledí v zimě).

Tyto změny vstupní informace mohou vyvolat i ty nejdramatičtější posturální změny a bolesti závislé na poloze intenzivnější než při radikulární iritaci nebo při zánětlivém procesu, s charakteristickými symptomy objevujícími se při nutnosti zaujímat monotónní polohy a mizícími při pomocné stabilizaci setrvačností při lokomoci.

3.5 Klinický obraz posturální dysfunkce = dysfunkce stabilizace motoriky v klinickém provokačním testu

Vychylování pletenců během klinického provokačního testu kráčení na místě na definovaně instabilní ploše Posturomed dostatečně zviditelní klinické projevy posturální dysfunkce tím, že se zvýrazní asymetrie pohybů oblastí pletenců a amplitudy výchylek těchto klíčových

oblastí těla. Na obrázku 12 je schématicky znázorněno, na které oblasti se při vizuálním vyšetřování zaměřujeme – zvláště na oblasti *acromion* a *spina iliaca anterior superior bilaterálně*. Tyto oblasti se nacházejí na horních zevních okrajích lopatek a na zevním horním okraji hřebene kosti kyčelní. Na obrázku 12 jsou lopatky znázorněny dvěma trojúhelníky, které směrem dolů zevně ohraničují schématický obrys trupu. Dolní větší trojúhelník představuje pletenec pánevní. V horní řadě obrázků jsou výchylky spíše pletence pánevního, v dolní řadě obrázků jsou výchylky spíše oblasti pletence ramenního.

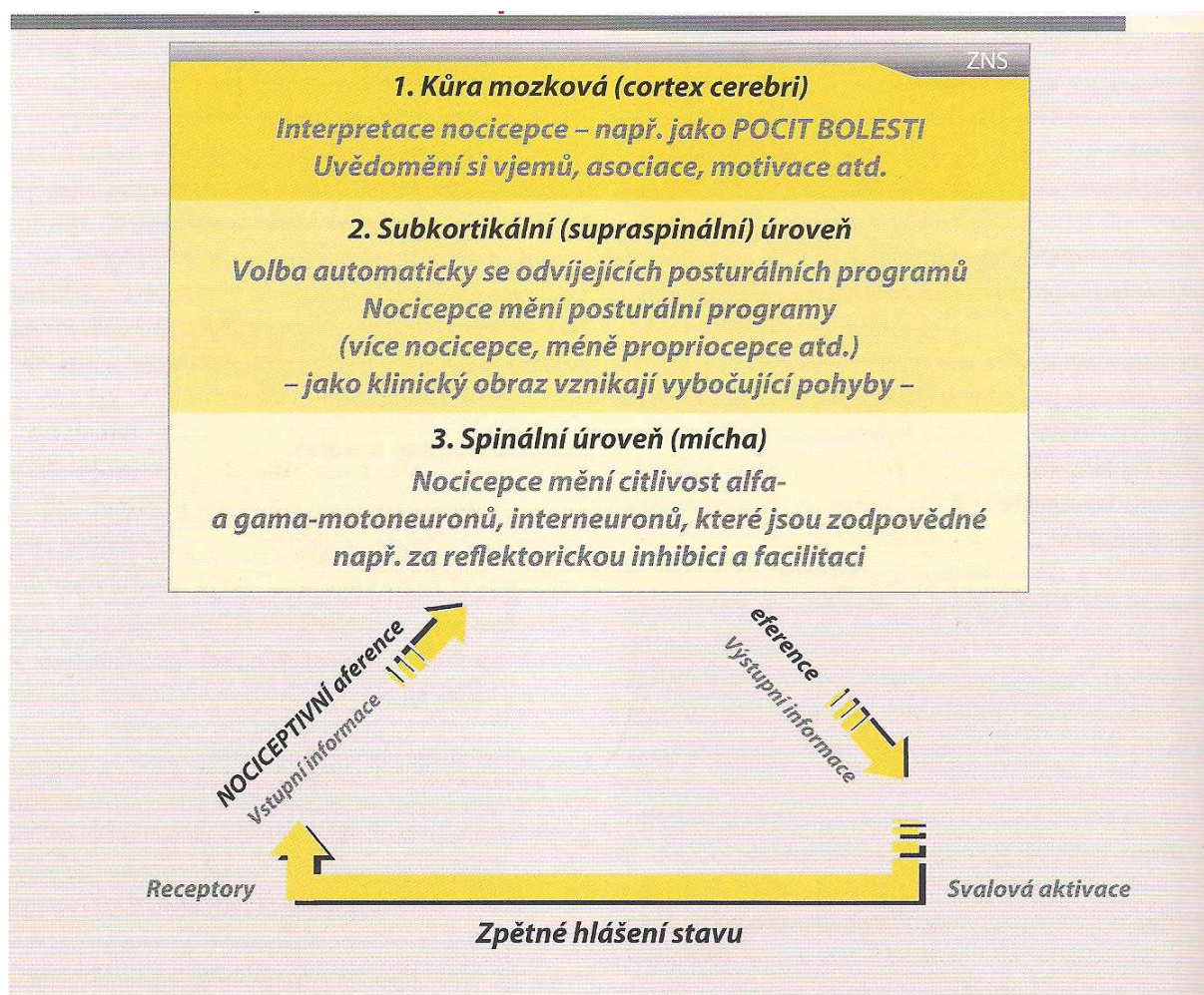


Obr.12: Vychylování pletenců ramenního a kyčelního při kráčení – schématicky zezadu při stoji na pravé noze, levé, pravé, levé a pravé – při klinickém obrazu posturální dysfunkce. V horní řadě obrázků představuje svislá čára výchylky těžiště těla při vychylování pánve během kráčení, v dolní řadě obrázků představují 2 svislé čáry rovnovážnou polohu pánve a nad ní se asymetricky při jednotlivých krocích vychylují lopatky doprava a doleva (v realitě i do rotace) (Rašev, 2009)

3.6 Nocicepce a její zpracování na 3 úrovních řízení motoriky

Jak je vidět na obrázku 13, nociceptivní vstupní informace mění řízení pohybu na jednotlivých úrovních řízení odlišně. Nocicepce vede po zpracování v neuronálních sítích na jednotlivých dosud známých třech úrovních řízení motoriky k charakteristickým odlišným reakcím na každé jednotlivé úrovni zpracování informací v CNS.

Na úrovni *míšni* mění nociceptivní vstupní informace kvalitu aktivace tonických a fázičkových alfa motoneuronů, aniž by byla na této úrovni pociťována jako bolest. Klinicky vzniká svalová dysbalance různé intenzity. Změněná aktivace motoneuronů poté často vede k *přetrvávající svalové dysbalanci v segmentu*, i když původní příčina nocicepce odezněla.



Obr.13: Zpracování nocicepce na 3 úrovních řízení motoriky (Rašev, 2005)

Změněné pohybové stereotypy mohou poté vést k bolesti posturálního původu, která nemá s původní příčinou nocicepce nic společného.

Naneštěstí se často tito pacienti neléčí adekvátně, protože až na svalovou dysbalanci, která se ne vždy odpovědně diagnostikuje, nevykazují strukturální patologii. A bez pathomorphologie jsou tyto osoby často předmětem psychoterapeutických snah, které nemají bez posturálních aspektů šanci na úspěch.

Na subkortikální úrovni může vznikat přímo posturální dysfunkce ovlivněním zpracování informace za účelem posturální stabilizace projevující se situací neadekvátním nastavením synergické svalové aktivity – viz obr. 13. Jednotlivé vrstvy svaloviny se v klinickém obraze neekonomicky aktivují, povrchové silné svaly špatně relaxují, pohybový projev je změněný, objevují se titubace, výchyly určitých oblastí těla způsobené přestřelující svalovou aktivitou.

Na nejvyšší *korové* úrovni řízení motoriky je nocicepce interpretována jako bolest. Představujeme si, že bolest vzniká, až když je nocicepce vnímána na korové úrovni. Zpracování nociceptivní aference je pak různé dle okamžitého stavu vnímatelnosti mozkové kůry, dle stavu psychiky jedince, dle okamžité motivace k motorickým projevům apod.

3.7 Limbický systém a motorika neboli vliv emocí na hybnost a na vznik bolesti

Limbickým systémem se označuje řízení emotivní složky motoriky. Každý motorický projev má emotivní náboj a emotivní složka se podílí na startování motorických programů a trvale jejich řízení doprovází. Nechtěl bych příliš redukovat podíl emocí na motorice ani zacházet do podrobností. Ale jisté je, že emočně negativně ladění jedinci mají sklon nastavovat globální držení těla do flexe a extenční držení těla vidíme u všech aktuálně úspěšných a vyrovnaných osob. Takže oprava držení těla má šanci na trvalé přeladění posturálního programování jen tehdy, když je provázena emoční aktivitou, kterou lze definovat jako motivaci a zájem na aktivním podílení se na změně vlastního motorického chování. Hluboce souhlasím s doc. Véle, který píše, že aktivní postoj k terapii motoriky je pro mnohé nezvyklý, protože jejich mentální a fyzická aktivita je zaměřena více na dosažení vyšší životní a společenské úrovně nežli na dosažení vyššího zdravotního standardu v oblasti motoriky (Véle, 2000).

3.8 Bolesti v hybném systému – dvě hlavní periferní příčiny vzniku bolesti

V pozadí bolestí v hybném systému jsou dva principiálně odlišné stavy. Při obou vzniká informace v nociceptorech – tkáňových receptorech hlásících *stav ohrožení integrity organismu* (Schmidt, 1993). V prvním případě jde o *destruktivní stavy* s laboratorně prokazatelnou zánětlivou či traumatizující pathomorphologií, v druhém případě jde o *stavy přetížení tkání při dané situaci inadekvátním řízení stabilizující = posturální spolupráce svalů zajišťujících stabilizaci kloubů*.

3.8.1 Pathomorphologické = strukturální zdroje nociceptivní aference

Jsou-li pathomorphologické změny (strukturální změny) příčinou nocicepce, projevují se klinicky bolestmi závislými na zvýšeném zapojování změněných struktur do hybnosti – např. úžinový syndrom po výhřezu ploténky irituje nervové obaly při rotačních a reklinačních pohybech do strany, kloub se zánětlivým procesem bolí při pohybu apod..

Bolesti zad tedy mohou vznikat i při pathomorphologii (strukturální změny) muskuloskeletního systému, musí se však klinicky projevovat a výrazně se zhoršit při jednoduchých klinických testech jako např. pohyb do reklinace a inklinace trupu současně, který vede ke zmenšení foramen intervertebrale, vyvolá radikulární bolest v tom segmentu, jehož nervový kořen je iritován = dráždění míšních obalů v meziobratlovém prostoru.

Pathomorphologické změny myoskeletních struktur jsou často klinicky nevýznamné a postižené osoby neuvádějí bolestivé obtíže úměrné zatěžování těchto struktur (roentgenový nález či opakovaný nález ve vyšetření počítačovou tomografií MRT může být hrůzný, pacient však nemá při *klinickém* vyšetření hybnosti odpovídající poruchy).

Bolesti při strukturální pathologii mají zcela odlišný charakter ve srovnání s bolestmi při posturální dysfunkci. Pohyb zde výrazně provokuje obtíže. Při těchto bolestech je předpokladem *nociceptivní aktivita pathomorphologických změn*. Vyšetření pSOG není na místě, protože pohyb plochy indukovaný přenášením těžiště může vyvolat nociceptivní dráždění poškozené struktury a strukturálně podmíněnou bolest.

3.8.2 Funkční = posturální zdroje nociceptivní aference, funkční poruchy motoriky

Obecně se jedná o činnosti, které vedou k přenášení těžiště těla v omezeném pracovním sektoru vertikalizovaného jedince. Přitom vznikají zvýšené nároky na spolupráci svalových vrstev trupu, zajišťujících vertikální držení těla, při pracích spojených s malými pohyby rukou vsedě a vstoje, u počítače apod. Nocicepce se výrazně zhoršuje při déle trvajícím monotonním vertikálním držení těla a zlepšuje se či mizí při lokomoci.

Je-li nastavení puncta fixa zajišťováno ekonomicky s dobrou koordinací intersegmentální funkce, pak při výše uvedených činnostech nevzniká nutnost přílišného zapojování dlouhých povrchově uložených svalů do stabilizace hybnosti (Rašev, 1995).

Dlouhé svaly nemají možnost nastavovat stupně volnosti v jednotlivých segmentech těla. Překračují více segmentů a proto jakoby sešroubují více segmentů naráz a produkují izometrické aktivace z přetěžování muskuloskeletních struktur.

Pokud se při poruchách řízení posturální stabilizace povrchové dlouhé svaly příliš a neekonomicky aktivují do funkce udržování polohy, dochází k dlouhodobým izometrickým aktivacím, které jsou vždy zdrojem nociceptivní aference. Tato nociceptivní aktivita vzniká při dysfunkci posturální stabilizace a vede k posturálně podmíněné bolesti (Rašev, 1999). To znamená, že bolest vzniká při přetížení polysegmentálních svalů a nikoliv při destruktivních pathomorphologických procesech.

3.8.2.1 Posturální bolesti v hybném systému = bolesti závislé na posturální instabilitě

Obecně platí, že se v pozadí těchto bolestí v hybném systému jedná o změny řídicích funkcí centrálního nervového systému, vznikající při zvýšených nárocích na stabilizaci převážně v oblasti osového orgánu páteře při přemísťování těžiště těla pohybem končetin. Zajímavé je, že je tyto bolesti možno výrazně zlepšit a často i eliminovat, podaří-li se zlepšit synergickou spolupráci svalových vrstev zajišťujících stabilizaci postury (z angl. posture = držení, spíše myšleno jako udržování polohy určitých oblastí těla v klidu, při pohybu dalších částí těla) během pohybu končetin.

Bolesti přitom vznikají při poruše řízení synergické spolupráce svalů a nikoliv při destrukci tkáně traumaticky či při organicky (např. zánětlivě) podmíněné nocicepci. Porucha motoriky je zde totožná s poruchou řízení a nocicepce zde vzniká při přetížení struktury a nikoliv při jejím nevratném zničení.

Sval, který je situaci neadekvátně řízen, nerelaxuje včas (Lewit, 2001). Přetrvávající aktivita může vést ke vzniku izometrických aktivit, které jsou vždy po určité době (minuty) nociceptivní. Nocicepce jako informace o ohrožení integrity organismu vede po zpracování v oblastech mozku ke vzniku vjemu bolesti.

Klinicky se tyto bolestivé svalové části nebo i celé svaly popisují různými autory různě. Brügger hovoří o tendomyose (Brügger, 1977). Tímto slovem označuje svalovou bolest bez strukturálně rozeznatelných zánětlivých a dalších změn. Janda hovoří o bolesti ve funkčně změněných svalech (Janda, 1984). Véle hovoří o bolesti ve vztahu k izometrii (Véle, 2001), Simons a Travel definovali trigger body (Simons, 1980) jako okrsky svalu funkčně natolik změněné, že se projevují spontánní bolestivostí (aktivní trigger body) nebo silnou bolestivostí na tlak (latentní trigger body).

Souhrně lze definovat, že všichni autoři hovoří o stejném fenoménu změněného řízení svalové aktivity, která se projevuje různou intenzitou bolesti v měkkých tkáních bez zjištěných strukturálních změn. Všichni autoři se shodují v tom, že tato bolest není způsobena pathomorphologickými změnami, nýbrž změněným řízením svalové aktivity.

Kybernetické řízení udržování polohy je přitom dysfunkční a tato dysfunkce je srovnatelná s porušených zpracováním dat v programech počítače nebo s přívodem změněných dat do počítače buď náhle, či v určitém časovém období, což vede ke změněnému režimu práce softwarového programu. Tento režim řízení vede k přetěžování svalu, který zvýšenou aktivitou nepřiměřenou dané situaci neadekvátně stabilizuje.

Proto přetěžovaný sval bolí, aniž by byl postižen pathomorphologickým destruktivním procesem.

Monotonní držení těla vede k redukci propioceptivní a vestibulární aferentní informace, která je nutná k aktivaci programů řídicích intra- a intermuskulární koordinaci. Při insuficientní či změněné vstupní informaci může dojít k dysfunkci řízení stabilizace určitých tělesných segmentů při zaujímání určitých poloh a při pohybech končetinami.

Různé stupně této posturální dysfunkce vedou klinicky ke vzniku různých stupňů tzv. svalové dysbalance a jemných koordinačních poruch na různé úrovni.

Při neurologické diagnostice těch nejčastějších chronických bolestí zad v posledních 30 letech nejsou většinou prokazatelné žádné změny v oblasti periferního či centrálního nervového systému, které by byly zjistitelné běžnými metodami neurologického vyšetření. Tyto bolesti nekorelují ani s výsledky běžných zobrazovacích metod jako je roentgenový snímek, magnetická rezonanční tomografie, ultrazvukové vyšetření apod.

Degenerativní či traumaticky nebo zánětlivě způsobené strukturální kloubně-svalové změny buď nejsou přítomny, nebo jsou klinicky dobře či špatně kompenzovány. Při kvalitním řízení posturálních reakcí mohou zůstat i velké morfologické změny (masivní výhřez meziobratlové ploténky) bez bolestí a naopak minimální zúžení meziobratlového prostoru může provokovat velké bolesti, je-li řízení posturální stabilizace dysfunkční a dochází-li při pohybu k nociceptivnímu tření (dření) nervových obalů o okraje inter/vertebrálního otvoru.

3.9 Principy léčby bolesti v hybném systému

Posturální a pathomorphologické příčiny bolesti v hybném systému je nutno diferencovat proto, protože léčebné metody jsou v obou případech zcela odlišné.

a) Špatná posturální stabilizace se léčí senzomotorickými technikami fyzikální medicíny a fyzioterapie se znalostí posturální ontogeneze.

b) Nociceptivně aktivní strukturální patologie se léčí na místě, kde nocicepce vzniká, medikamenty a metodami neuro-orthopedicko-chirurgickými.

3.10 Posloupnost technik při posturální terapii = principy posturální terapie

Předmětem této práce není podrobné představení technik, ale je nutno pro představu uvést principy léčby s posturálními prvky neboli elementy.

Zvláště velký důraz kladl Janda na klinické možnosti *desinhibice utlumeného posturálního řízení* stabilizačních reakcí poměrně jednoduchými technikami autogeního a recipročního tlumení hyperexcitabilních svalů, které nejvíce mění posturální reakce postižených.

Jako **první stupeň posturální terapie** lze definovat techniky ovlivňující aferentní informaci a redukující funkčně vznikající nociceptivní aferenci. Jedná se o působení detonizačního vlivu horké ročky, myofasciálních tzv. měkkých technik, ale nikoliv na místě, které bolí, nýbrž na místě, kde jsou posturální reakce nejvíce ovlivněné změněným svalovým tonem, podle svalových souher známých z posturální ontogeneze. Tedy hlavně na flexorech, vnitřních rotátorech a adduktorech. Dále sem patří techniky manuální medicíny (Lewit, 1970), i facilitační techniky jako např. facilitační taping (Janda, Rašev, 1999) a tzv. kineziotaping, techniky postizometrické relaxace (Lewit, Mitchel, 1985), velmi účinné jsou techniky reciproční inhibice, jak je předvedl Brügger (Brügger, 1977) apod.

Tyto techniky prvního stupně jsou jednoduché a u mnohých (asi 20 až 30 procent pacientů) dochází k *desinhibici posturálního řízení*. Lze si to představit tak, že se descendentní dráhy začnou výrazněji uplatňovat, protože spinální „překážky“ průchodu descendentní subkortikální posturální informace jsou eliminovány.

Druhým stupněm posturální terapie nazýváme hlavně techniky pracující s autogenním a recipročním tlumením ve svalových zřetězeních vsedě a vstoje. Tyto techniky mohou subkortikální mechanismy více ovlivnit než předchozí techniky prvního stupně terapie prováděné převážně vleže. Techniky druhého stupně by se měly provádět pokud možno u vertikalizovaných pacientů a tím zlepšit aktivaci celých svalových řetězců. Patří sem techniky propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF), cvičení s thera pásy, některé techniky dle Bobathových apod.

Tyto techniky tzv. druhého stupně posturální terapie opět zohledňují principy posturální ontogeneze a nemají za cíl pouhé posilování svalového korzetu, ale vyváženost aktivace

svalových řetězců s posturálními aspekty. Např. bolesti dorzální oblasti trupu se léčí technikami, které ovlivňují předsunuté držení ramen a statiku (PNF, cvičení s thera pásy), techniky vertikalizující trup reciproční inhibicí flekčních svalových zřetězení apod.

Tyto techniky druhého stupně posturální terapie vedou k normalizaci posturálního řízení u dalších 20 až 30 procent pacientů. Zbývá však velká skupina osob, u kterých předchozí poměrně jednoduché techniky nevedly k trvalejšímu přeladění posturální stabilizace.

U těchto osob je na místě použít techniky **třetího stupně posturální terapie**, které *přímo aktivují posturální reakce neboli posturální souhry nebo jinými slovy posturální segmentální stabilizaci*.

Patří sem u dětí před dokončenou vertikalizací především technika dle Vojty a u vertikalizovaných jedinců vedle cvičení ve vývojových řadách jako např. dynamická neuromuskulární stabilizace (Kolář, 2009) např. technika dle Brunkowové (Brunkow, 1970), některé prvky techniky dle Brüggera (Brügger, 1977), posturální terapie na ploše Posturomed (Rašev, 1993), prvky technik jako je jóga, respirační techniky s posturálními elementy, techniky tzv. aktivace příčného svalu břišního spojené s aktivací pánevního dna u vertikalizovaných osob dle australských autorů (Hodges, 1995) apod.

Cílem těchto technik je *dosažení co možná nejlepší přímé aktivace segmentární koordinace a ideální individuálně dosažitelné kvality posturální stabilizace pro ty činnosti jedince, kterými se dotýčný nejčastěji zatěžuje*.

Toto rozdělení senzomotorických technik terapie bolesti na třech stupních přednesl v hrubé podobě poprvé Janda (2000), dle mého mínění je tento dále rozpracovaný koncept výrazným přínosem v terapii bolesti v motorice obecně. Nepopírá psychosomatiku, ale prosazuje u každé léčby bolesti posturální aspekty – buď doprovodné nebo jako základní léčbu.

4. Cíle disertační práce

Hlavními cíli disertační práce bylo ověření mých mnohaletých klinických pozorování, že existuje závislost vzniku bolesti na posturální dysfunkci a pokus o validizaci a o ověření citlivosti nové diagnostické metody Posturální SOMATOOSCILOGRAFIE.

Traumatologické ambulance nevymizí a zánětlivá onemocnění se objevují na revmatologických pracovištích i v době silných protizánětlivých léků a antibiotik.

Stále větší skupina pacientů však přichází v moderní společnosti *s bolestmi v hybném systému bez prokazatelné primární zánětlivé, traumatické nebo degenerativní pathomorphologie* v muskuloskeletním systému. Je jich více než polovina ze všech pacientů přicházejících s problémem bolest k lékaři (statistisches Bundesamt, 2009).

Od 60. let 19. století přišla *”pražská škola neuroorthopedické rehabilitace a terapie bolesti v motorice”* (Lewit, Janda, Vojta, Véle...) se systematizovaným pojetím funkční pathologie motoriky.

Na základě tohoto konceptu vývoje funkční pathologie je nutno diferencovat, kdy jsou bolesti v hybném systému způsobeny poruchami v řízení motoriky a kdy poškození myoskeletních struktur. Proto jsem definoval následující cíle této studie:

Vlastní cíle:

1. Zjištění odlišností posturální stabilizace motoriky zdravých osob a u osob s bolestí trupu při posturální instabilitě testem na ploše Posturomed.
2. Nalezení specifických parametrů charakterizujících kvalitu posturální stabilizace v přístrojovém vyšetření Posturální Somatooscilografie.

5. Hypotézy

Hypotézy byly vytvořeny na základě sledování aktuálního stavu problematiky posturální stabilizace v literatuře a na podkladě vlastních klinických zkušeností.

H1: Existují rozdíly v motorickém chování posturálně stabilních a posturálně instabilních osob, zjistitelné vyšetřením Posturální Somatooscilografie.

H2: Lze najít odlišné hodnoty parametrů stabilizace vyhodnocením titubací (výchylek) těla pozorovaných v nově zavedeném posturálním provokačním testu na testovací ploše Posturomed vyhodnocením v programu Posturomed Commander.

H3: Posturálně nestabilní osoby trpí více bolestmi zad závislými na zvýšených nárocích na posturální stabilizaci monotonně zaujímaných poloh těla než osoby klinicky posturálně stabilní vystavené stejným posturálním nárokům.

6. Metodika výzkumu

6.1 Výzkumné soubory:

V projektu byly vyšetřovány 2 skupiny osob. U obou skupin byly zjištěny následující údaje: věk, výška, váha, pohlaví.

První skupina – CG (control group):

První skupinu CG (control group) tvořily posturálně zdravé osoby (n = 24), v posledních 2 letech zcela bez bolestí a v dobré tělesné i duševní kondici, bez klinických příznaků posturální patologie - viz tabulku 1.

U těchto osob se nevyskytovala neurologická onemocnění ani nebyla prokázána jiná výrazná neurologická či orthopedická patologie. Na numerické vizuální stupnici NAS udávaly všechny osoby intenzitu bolesti v posledních měsících stupněm 0, tedy zcela bez bolesti. Do první skupiny nebyly zařazeny osoby s bolestmi v hybném systému v posledních 3 měsících.

Druhá skupina – PD (postural dysfunction):

V levé polovině tabulky 1 je přehled pacientů druhé skupiny (n = 28) PD (postural dysfunction) s udáním intenzity bolesti zad závislé na poloze.

Druhou skupinu (n = 28) PD (postural dysfunction) tvořili pacienti s výraznými klinickými příznaky posturální dysfunkce a *s opakovaně vznikajícími intenzívními bolestmi v hybném systému závislými na stabilizaci těla vstoje a vsedě při práci horními končetinami.*

Osoby druhé skupiny byly vybrány z nových pacientů přicházejících k léčbě v Institutu pro neuroortopedickou rehabilitaci a léčbu bolesti v hybném systému. V této skupině byly již provedeny v minulosti léčebné pokusy, před mým prvním vyšetřením, které nevedly k výraznějšímu zlepšení stavu. Tyto léčebné pokusy měli společné charakteristiky, spočívající v zaměření léčby principiálně výlučně na lokální strukturální patologii, bez zohlednění principů posturální ontogeneze a zákonitostí statiky držení těla.

Bolesti v oblasti trupu trvaly u těchto osob nejméně 3 měsíce (spíše roky) a zlepšovaly se vždy lokomocí a obecně pohybem těla, i když nemizely úplně.

Tito pacienti určili v den vyšetření Posturální Somatooscilografií na numerické vizuální stupnici NAS intenzitu bolesti vznikající při zaujímání monotónních poloh trupu.

PatientiPD	NAS-bolest	Probandi CG	NAS-bolest
1pd	3	CG 1	0
2pd	8	CG2	0
3pd	4	CG3	0
4pd	4	CG4	0
5pd	9	CG5	0
6pd	2	CG6	0
7pd	7	CG7	0
8pd	6	CG8	0
9pd	5	CG9	0
10pd	5	CG10	0
11pd	3	CG11	0
12pd	5	CG12	0
13pd	4	CG13	0
14pd	3	CG14	0
15pd	4	CG15	0
16pd	3	CG16	0
17pd	5	CG17	0
18pd	8	CG18	0
19pd	3	CG19	0
20pd	8	CG20	0
21pd	7	CG21	0
22pd	5	CG22	0
23pd	8	CG23	0
24pd	3	CG24	0
25pd	6		
26pd	5		
27pd	3		
28pd	7		

Tabulka 1: Tabulky intenzity bolesti udávané pacienty skupiny pd (n = 28) a kontrolními probandy skupiny CG (n = 24) na NAS = numerické analogové stupnici, 0 = zcela bez bolesti, 1 = minimální bolest, 10 = maximální představitelná bolest

6.2 Organizace sběru a zpracování dat

Proměřování pacientů i terapie jsem prováděl na mém pracovišti v Institutu pro neuro-orthopedickou rehabilitaci, analýzu dat na fakultě FTVU UK po konzultacích se spolupracovníky Ing. R. Meleckým z katedry kybernetiky ČVUT.

Klinická pozorování a vyhodnocování přístrojového vyšetření jak před léčbou, tak i po terapii, jsem prováděl sám.

Proměřování na testovací ploše Posturomed jsem prováděl buď já nebo pověřený fyzioterapeuti zabývající se vedle terapie i převážně výzkumem.

Vyhodnocení Posturální Somatooscilografie jsem prováděl sám.

6.3 Metody získání dat:

Jednalo se o srovnávací studii dvou souborů, která měla určit citlivost nové vyšetřovací metody.

a) Anamnéza zaměřená na vznik bolesti v motorice

U obou výzkumných souborů byla zjišťována anamnestická data týkající se vzniku bolesti v hybném systému závislé na poloze a na vznik bolesti v těle dotyčného vůbec. Jestliže se bolest v oblasti trupu objevovala v závislosti na zaujímání monotonních poloh trupu jako např. při dlouhodobém sezení u počítače či stání, trvala minimálně 3 měsíce, spíše ale roky, a při lokomoci vymizela, pak jsem dotyčného zařadil do skupiny PD, tímto mezi pacienty s posturální dysfunkcí.

Ze skupiny mých spolupracovníků a praktikantů byly vybrány osoby, které neuváděly v posledních letech absolutně žádné bolesti v těle závislé na zaujímání monotonních poloh delší dobu, ani jiné bolesti, zvláště ne v posledních 2 letech a už vůbec ne v posledních 3 měsících. Tito probandi vytvořili skupinu CG (controlní skupina).

b) Posturální provokační test a měření pomocí programu MICROSWING

U obou skupin byl proveden *posturální provokační test* (podrobně popsán v kapitole 8.1.2.) na testovací ploše Posturomed, jejíž pohyb byl snímán akcelerometry diagnostického systému Microswing a vyhodnocen novou metodou Posturální Somatooscilografie s programem Posturomed Commander, která je podrobně popsána na v kapitole 8.2..

Tímto posturálním provokačním testem na testovací ploše Posturomed byl zjišťován rozdíl mezi motorickým chováním skupiny zdravých osob a pacientů s obtížemi = bolestmi při stabilizaci vertikálně drženého trupu. Nalezení rozdílů bylo hlavním cílem studie.

6.4 Posturomed

Posturomed je neuro-orthopedická cvičební pomůcka k testování a ovlivnění posturální stabilizace.

Plocha Posturomedu se zásadně odlišuje od tzv. nestabilních ploch pro cvičení sensomotorických dovedností a) *tlumením výkmitů* a tím, že umožňuje b) *dávkovatelnou instabilitu* neboli *nastavitelné stupně instability* cvičební plochy.



Obr.14: Posturomed (Rašev, 1994)

Plocha nejprve standartně destabilizuje stoj tím, že každé (i malé) přenesení těžiště zvýrazní a poté pomůže tlumením kmitu návratu do rovnovážné polohy. Kvalita posturálního

stabilizačního řízení probanda rozhodne o tom, zda bude tento návrat do rovnovážné polohy přestřelovat do opačného směru či nikoliv, protože při dosažení střední polohy se celý process opakuje.

Např. při posunu plochy doleva se tím znejistí stoj a těžiště těla se přenáší doprava. Poté začne v průběhu dalšího vychylování plochy působit tlumení vychýlení až po dosažení krajní polohy a pomůže návratu do výchozí polohy.

Vlastnosti plochy pomohou vypracování stabilizační posturální reakce. Nastavené tlumení kmitu je jedna z nejdůležitějších vlastností plochy Posturomedu.

Nastavení instability plochy Posturomedu otevřením brzdíček

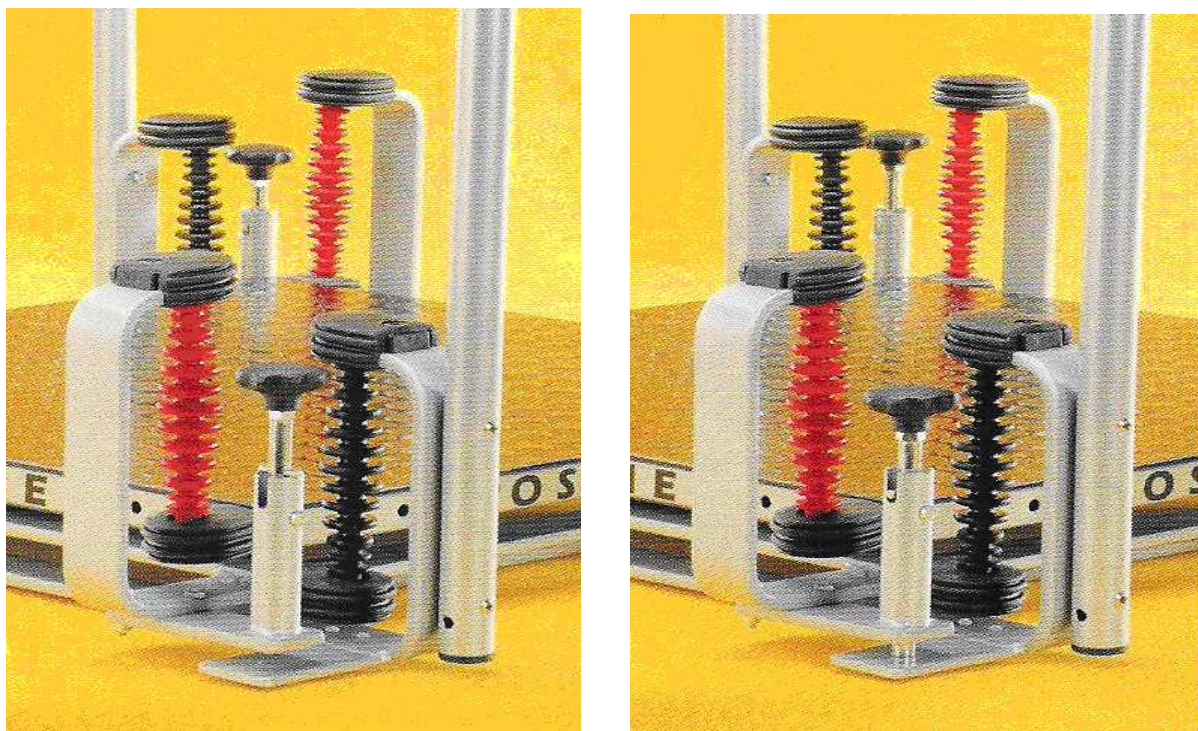
Celkem lze nastavit 3 stupně instability diagnosticko-terapeutické plochy Posturomed.

V klinické praxi se ukázalo, že tyto 3 stupně nastavení instability plochy plně dostačují pro potřeby testování posturální stabilizace i pro potřeby jejího nácviku.

Jsou li obě brzdíčky aretovány, je instabilita plochy nejmenší, čehož se využívá např. při nácviku posturální stabilizace terapeuticky.

V testu provokace posturální stabilizace k činnosti na vyšší úrovni byly obě brzdíčky otevřené a tedy byla nastavena největší instabilita plochy Posturomedu.

Uvolněná a zavřená brzdíčka je vyobrazena na obr. 15.



Obr.15: a) Brzdíčka otevřená = max. instabilita plochy Posturomedu, b) Brzdíčka zavřená (Rašev, 1994)

6.5 Klinický *provokační test posturální stabilizace motoriky* na definovaně instabilní ploše Posturomed (Rašev, 1993)

Posturální provokační test využívá toho, že při špatné segmentální posturální stabilizaci stoje dojde k vychýlení z rovnovážné polohy instabilitou plochy Posturomedu snáze než při dobrém posturálním nastavování segmentů těla.

Instabilita plochy Posturomedu produkuje vedle gravitace další zevní sílu, na kterou musí stabilizační řízení motoriky reagovat.

Posturální provokační test má za cíl vyprovokovat řízení CNS k mobilizaci rezerv při posturální stabilizaci ve výrazně náročnější situaci (na instabilní ploše), než je v denním životě běžné, přesto však v takové posturální situaci, která se v denním životě opakovaně vyskytuje. Tedy během kráčení a zastavení.

Testujeme v podstatě rozfázovaný krok v jakési zmrzlé fázi, jak to popisuje Janda (1984).

Posturální provokační test se skládá ze dvou částí:

1. kráčení = 3 kroky na místě

a

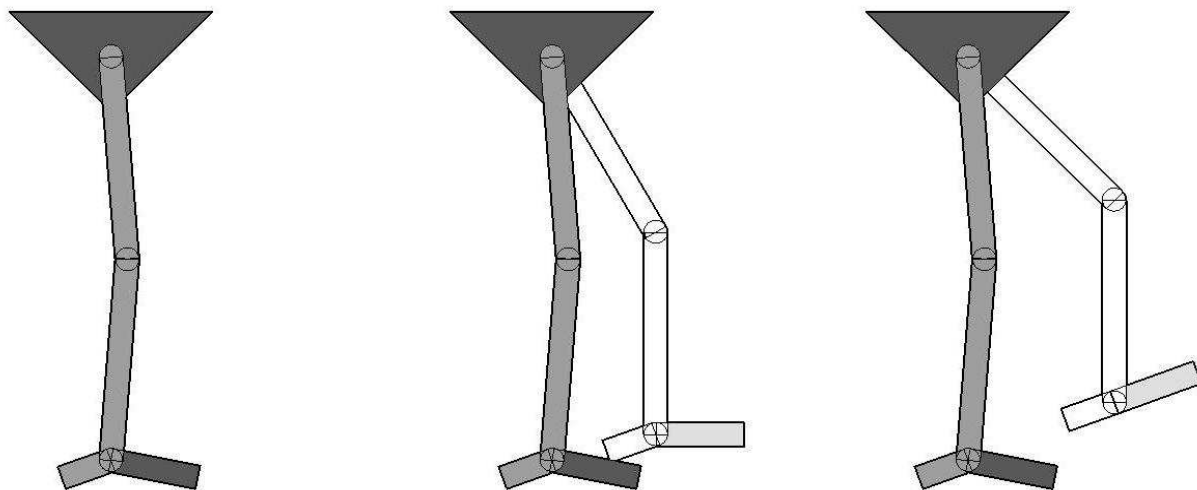
2. zastavení po dobu 8 sekund na jedné dolní končetině

Kráčení 3 kroky na místě

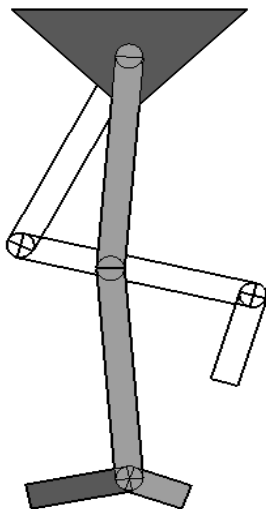
Provedení 3 kroků na místě slouží ke standardizovanému přenášení těžiště těla jak je na obr.

16. Musí být dodržena technika kráčení, obsahující následující prvky:

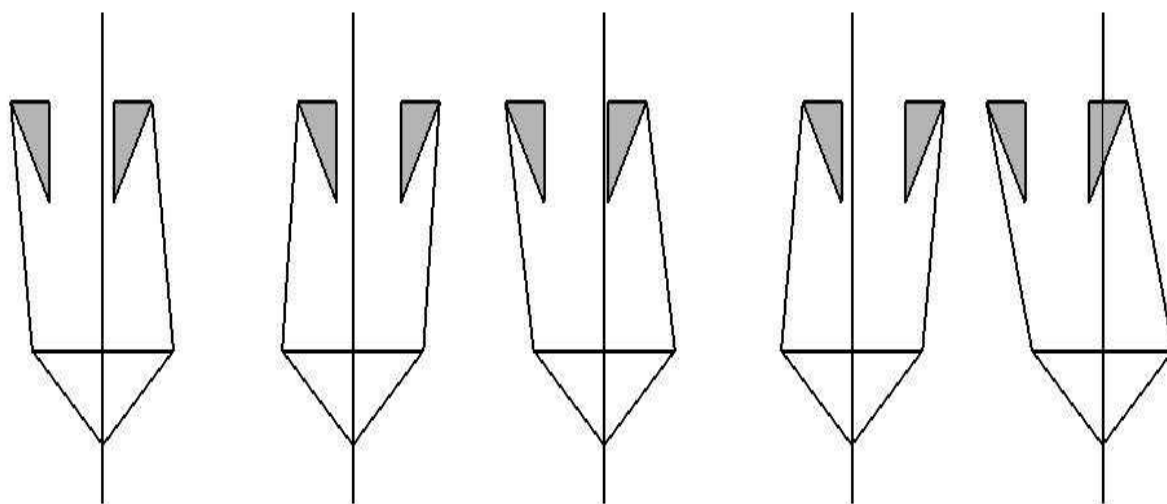
- švihová noha se pohybuje vždy *dopředu* a nezvedá se *nikdy pod hýždí*, bércec je po celou dobu pohybu nohy dopředu nastaven *vertikálně*.
- koleno se nesmí dotknout pomyslné mediální sagitální roviny, celá dolní končetina je zvedána ve středním postavení mezi zevní a vnitřní rotací
- noha se vzdálí do výše maximálně 10 až 15 cm od plochy Posturomedu



Obr.16: Správný pohyb dolní končetiny při vykročení, s klidnou pánví a postupným plynulým zvedáním špičky nohy (Rašev, 2009)

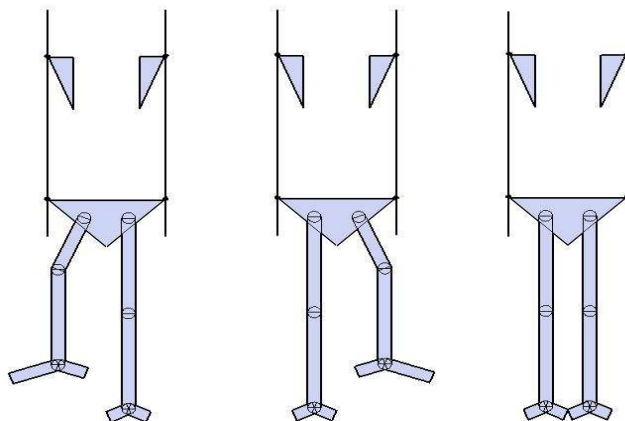


Obr.17: Noha zvedána pod hýždí – velká chyba, protože nedojde k žádoucímu přenesení těžiště těla (Rašev, 2009)



Obr.18: Nesprávný souhyb trupu při kráčení – schema pánve a různých odchylek lopatek od střední čáry (těžnice) při jednotlivých krocích (Rašev, 2009)

Cílová konečná poloha nohy je ve výši 10 cm, u osob nad 185 cm ve výši 15 cm, nikdy ne výše. Tato cílová poloha nohy musí být přibližně dosažena při každém kroku!



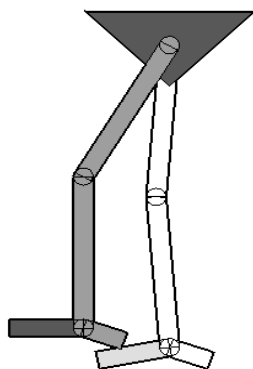
Obr.19: Chybná poloha nohy nad plochou Posturomedu zpředu, špička švihové nohy není zvednuta (Rašev, 2009)

Pravidlo dostatečně zvednuté nohy

Švihová dolní končetina se nesmí zvedat ani příliš málo, ani příliš moc. Je-li noha zvednuta výše než 15 cm, je excentrická aktivita m. iliopsoas redukována a udržování stoje je snadnější, což není žádoucí při standardizovaném vyšetření. Toto pravidlo platí i pro nácvik posturální stabilizace na Posturomedu.

Je-li noha zvednuta příliš málo a více pod tělem místo před frontální rovinou, pak je obtížnost zaujetí polohy minimalizována a není dodržena standardizace testování – platí též pro terapii.

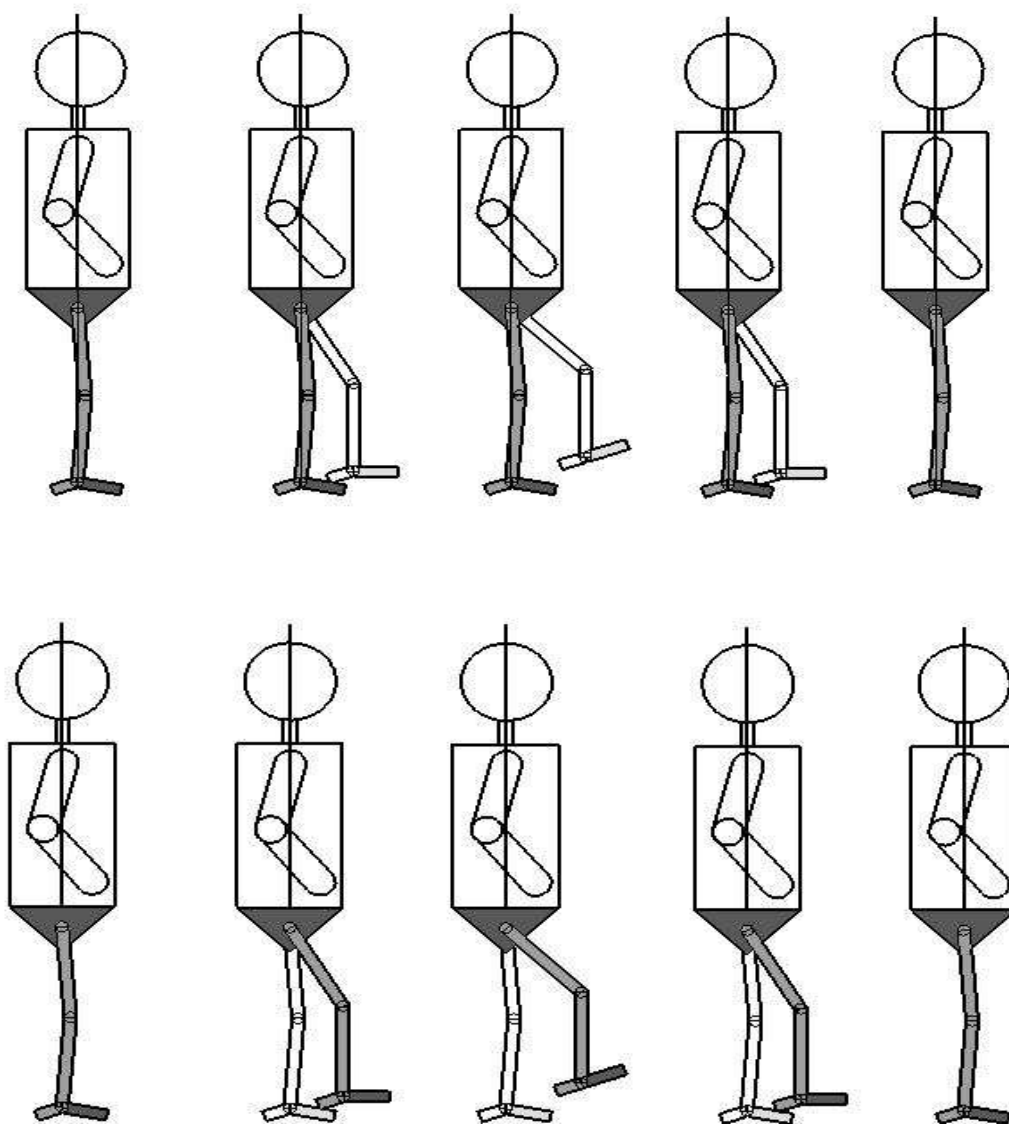
Pozn.: u starších osob se změnou pohyblivostí nemusí noha dosáhnout konečné polohy tak daleko před frontální rovinou, ale vždy se musí pohybovat dopředu, alespoň o jednu délku chodidla.



Obr. 20: Dostatečné zvednutí nohy u méně mobilních osob (Rašev, 2009)

Zastavení na jedné dolní končetině

Zastavení na jedné dolní končetině slouží hodnocení stabilizační schopnosti ve spojení s balanční složkou (statická posturální stabilita).



Obr.21: Cyklus kráčení na místě (Rašev, 2009)

Při kráčení hodnotí vyšetřovatel opticky především vychylování pletenců, t.j. sleduje se vychylování acromion vlevo a vpravo a SIAS vlevo a vpravo v oblasti pletence pánevního. Existuje možnost objektivizace těchto vychylek po připevnění akcelerometrů k uvedeným oblastem. Toto další vyšetření však není obsahem této práce. Dále se sleduje vychylování hlavy a vertikálního držení celého těla.

Zastavení – proč právě po dobu 8 sekund

Doba zastavení byla určena *8 sekund* proto, protože klinické zkušenosti ukázaly po 5 letech pozorování (Rašev, 1993 – 1998), že při delší době nastupuje únava zkreslující výsledky klinického testu a při kratší době nelze spolehlivě vyhodnotit kvalitu stabilizačního posturálního chování.

6.6 Posturální SOMATOOSCILOGRAFIE (pSOG)

Posturální somatooscilografie je vlastně posturografií, při které vzniká záznam projekce COP (působíště reakční síly) *na definovaně instabilní ploše* Posturomed, znesnadňující stabilizaci těla ve standardizovaných testovaných situacích, které byly v r. 1993 poprvé zavedeny do vyšetřování (Rašev, 1994).

PSOG se skládá z vyšetřovací plochy Posturomed, akcelerometru připevněného na spodní ploše Posturomedu, z měřicího boxu, z kterého se přenášejí data do počítače, ve kterém se sbírají data v programu Microswing. Tato data se poté přenášejí do programového prostředí Matlab a vyhodnocují v programu Posturomed Commander (Melecký, 2008).

6.6.1 Sběr dat pomocí programu Microswing

Sběr dat probíhal při proměřování pacientů na diagnostické a terapeutické ploše Posturomed pomocí akcelerometru připevněného na spodní ploše Posturomedu, jak ukazuje obrázek č. 22. Akcererometr vysílal signály, které procházely měřícím boxem (viz obrázek 23) a poté byly registrovány v programu MICROSWING firmy Haider Bioswing.

Další vyhodnocení dat bylo prováděno v novém programu Posturomed Commander.



Obr.22 a: Senzor – akcelerometr s kabelem (Rašev, 2009)



Obr.22 b: Senzor – akcelerometr připevněný uprostřed zesoda na diagnostické a terapeutické ploše Posturomed (Rašev, 2009)



Obr.23: Měřicí box (Rašev, 2009)



Obr.24: Postuomed a měřící zařízení používané pro tuto práci (Rašev, 2009)

6.6.2 Nová metodika vyšetření posturální stabilizace v pSOG

Místo vyšetřování bipedálního stoje jako u posturografií se vyšetřuje *kráčení na místě s přesně definovaným pohybem končetin sloužícím ke standardizovanému přenášení těžiště těla a technika stabilizace stoje na jedné dolní končetině.*

Testuje se tzv. **rozejití neboli startování lokomoce** z klidového stoje a poté po 3 krocích na místě zastavení a 8 sekundový stoj na jedné dolní končetině = stop.

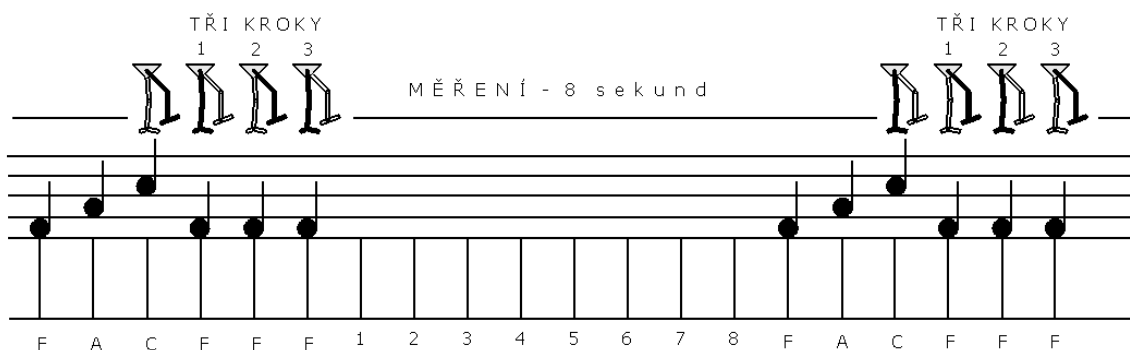
Hlavní pozornost je věnována matematickému vyhodnocení toho, *jak* vyšetřovaná osoba provede *zastavení a 8 sekundový stoj na jedné dolní končetině* - po jehož ukončení provede vyšetřovaný další 3 přesně definované kroky na místě a opět se zastaví na jedné, tentokrát kontralaterální dolní končetině. Tuto techniku provede celkem desetkrát, takže se celkem vyšetřuje 5 stojů na levé a pět na pravé dolní končetině.

V programu *Postuomed Commander* se v této práci vyhodnocuje stoj po dobu 8 sekund.

Způsob vykročení a výchylky pletenců a hlavy dávají další informace o stabilizaci lokomoce, to však není předmětem výzkumu v této práci.

Obě brzdičky jsou během vyšetření pSOG uvolněné.

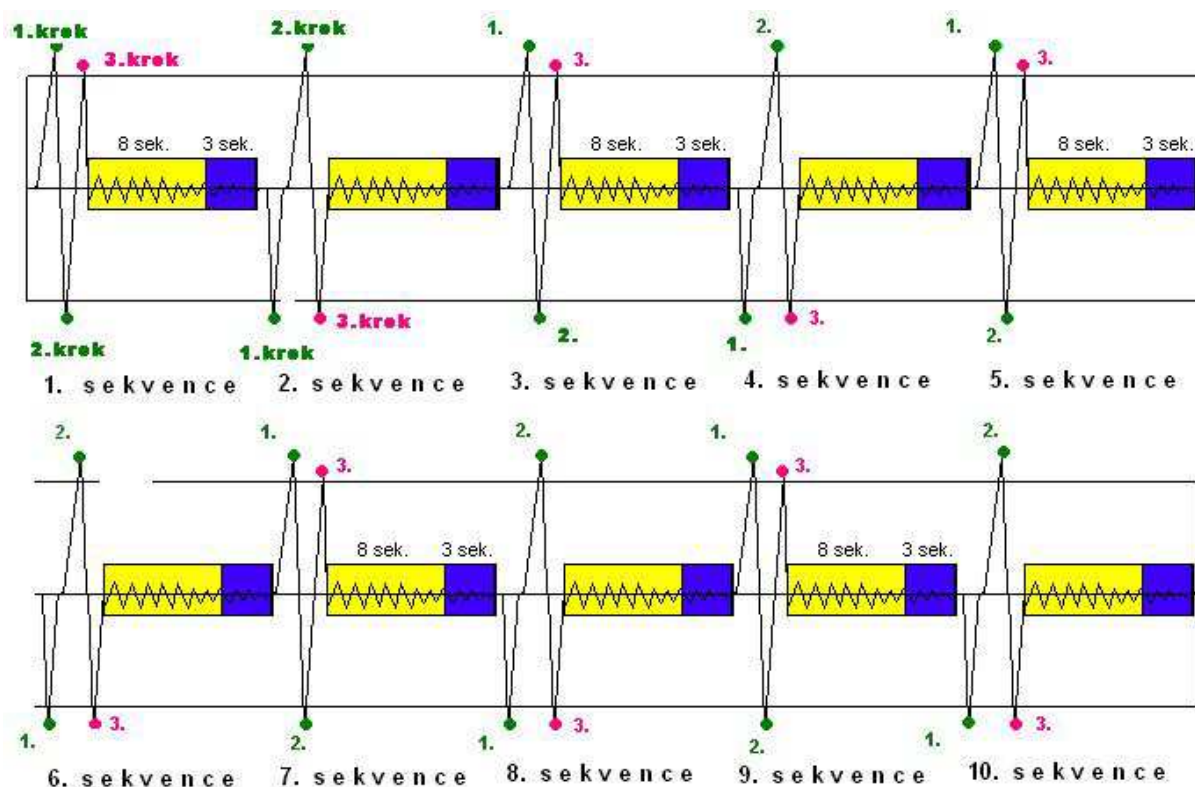
Důležitý je též rytmus kráčení. Proto zazní po 8 sekundách 3 tóny po sobě v intervalu nejprve velká, poté malá tercie, s frekvencí 0,9 Hz, což je přibližně frekvence klidné chůze.



Obr. 25 a): Časový průběh jedné sekvence při vyšetření Posturální Somatooscilografie, se 3 přípravnými tóny F,A,C a se 3 tzv. **krokovými tóny F, F, F** určujícími 3 kroky na místě. Malá schemata pánve a dolních končetin ukazují požadovanou techniku kráčení a stoje v čase. U tří kroků je pod číslem 1 proveden první krok, pod číslem 2 druhý a pod číslem 3 třetí krok. (Rašev, 2009)

3 přípravné tóny slouží přípravě pacienta na vykročení, poté má pacient za úkol kráčet tak, aby položil nohu na plochu Posturomedu přibližně při zaznění krokových tónů.

Vyšetřovatel měl v prvních verzích pSOG úlohu označit stlačením zeleného tlačítka *skutečné 3 dotyky nohy vyšetřované osoby* s podložkou, protože některé osoby kráčejí rychleji než udávaly krokové tóny, jiné pomaleji. Nejdůležitější byl okamžik zaujetí stoje na jedné dolní končetině pro stání po dobu 8 sekund. Zde musí přesně začít měření titubací. V dalších verzích pSOG je snímání kontaktu nohy s podložkou automatizováno.



Obr. 25 b): Celkový časový průběh celého vyšetření pSOG, žlutá fáze představuje dobu měření titubací na jedné dolní končetině, modrá fáze představuje přípravnou fázi, která má připravit feed forward neboli anticipační reakci řízení stabilizace motoriky (Rašev, 2009)

Jak ukazuje obrázek 25 b), skládá se celé vyšetření posturální Somatooscilografie z 10 opakování stejné sekvence, přičemž je stoj na jedné dolní končetině proveden jednou na levé, v další sekvenci na pravé noze. Celkově test pSOG trvá zhruba 150 sek = 2 minuty 30 sek.

6.6.3 Popis vlastního vyšetření posturální Somatooscilografie (pSOG)

Na začátku se vyšetřovaná osoba postaví na levou dolní končetinu a vyčká zaznění tří přípravných tónů (jako na obrázku 25 a). Po tří přípravných tónech provede první krok přesnou níže podrobně popsanou technikou (vidíme na obr. 25 b vpravo nahoře jako 1. krok = první krok). Poté provede v přibližně sekundovém rytmu druhý krok a třetí krok (2. krok = druhý krok a 3. krok = třetí krok) a zastaví se na pravé dolní končetině po dobu 8 sekund (v pozici 3. krok). Po osmi sekundách setrvá ve stoji na pravé noze a vyslechne 3 přípravné tóny, které oznamují anticipačně další vykročení, kterým začíná druhá sekvence – viz obrázek 25 b. Ta opět začíná provedením 3 kroků na místě podle krokových tónů (viz obr. č. 25 a) dle přesně definovaných pravidel (viz další kapitola) a opět dojde k zastavení se na jedné,

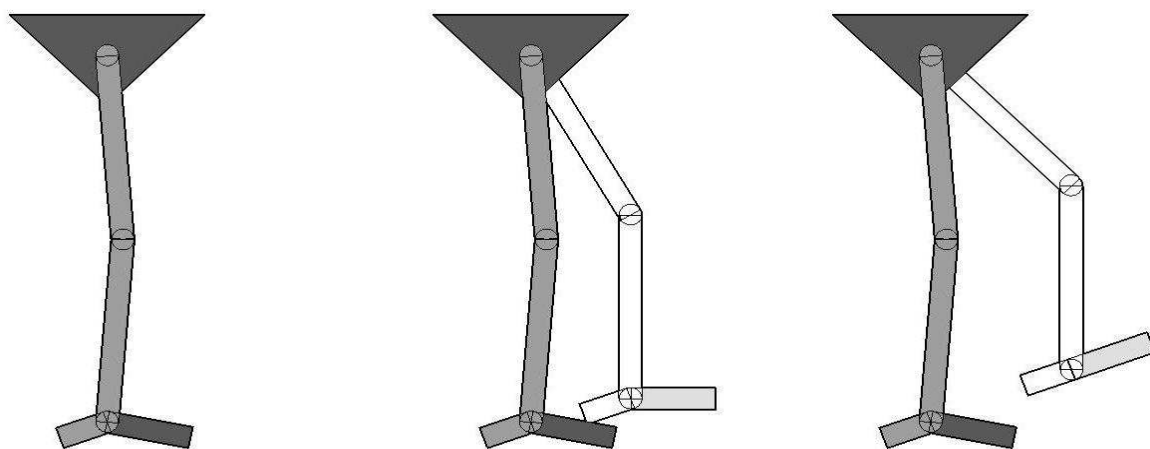
tentokrát levé dolní končetině. Na obr. 25 b je toto popsáno jako druhá sekvence. Při další sekvenci se vyšetřovaná osoba dostane opět po 3 krocích ke stoji na pravé noze, ve čtvrté sekvenci ke stoji na levé noze a tak se sekvence se střídavým stojem opakují. Tedy celkově 5x na pravé dolní končetině (první, třetí, pátá, sedmá a devátá sekvence) a 5x na levé dolní končetině (sudé sekvence), jak je znázorněno na obr. 25 b.

6.6.4 Příprava vyšetření pSOG

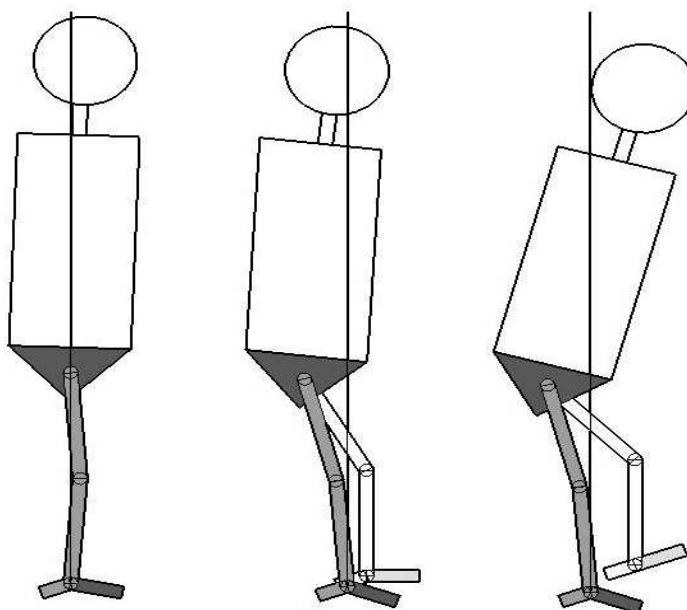
Pro zaučení kráčí pacient na ploše Posturomedu na místě po dobu dvou až tří minut, dle stereognozie a chápavosti. Obrázky pozice těla ve stoji a během cyklu kráčení na místě, které mu vyšetřovatel předkládá, umožňují lepší pochopení požadované vyšetřovací techniky.

Protože je proband či pacient nucen během vyšetřování aktivně spolupracovat, je nutno ho dobře instruovat.

Především délka kroku a pozice zvednuté dolní končetiny ve stoji je pro vyšetření rozhodující. Rytmus kroků je sice akustickými tóny určován, pacient je však instruován, že má udržovat krokový rytmus tak, jak je zvyklý, pomaleji možno, což je důležité u starších osob, ale rychleji nikoliv. Příliš rychlé kroky by mohly vést ke zkreslení způsobu následovné stabilizace ve stoji na jedné dolní končetině.

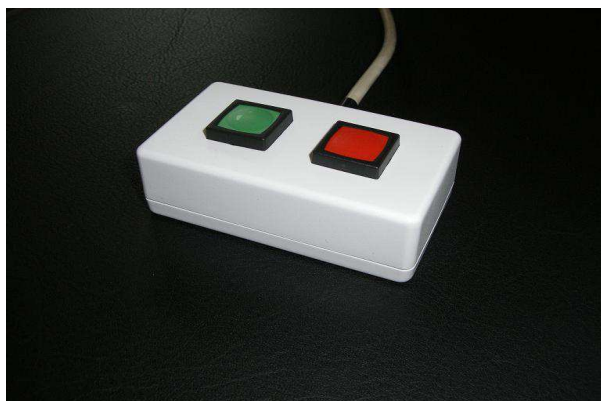


Obr.26: Ideální technika vykročení se stabilně, v klidu drženou pánví (Rašev, 2009)



Obr.27: Vychýlení pánve dozadu při vykročení způsobené funkčním zkrácením flexorů kyčelního kloubu, zvláště m. iliopsoas, projevující se nadměrnou aktivací tohoto svalu, který jakoby strhával pánev do výchylny (Rašev, 2009)

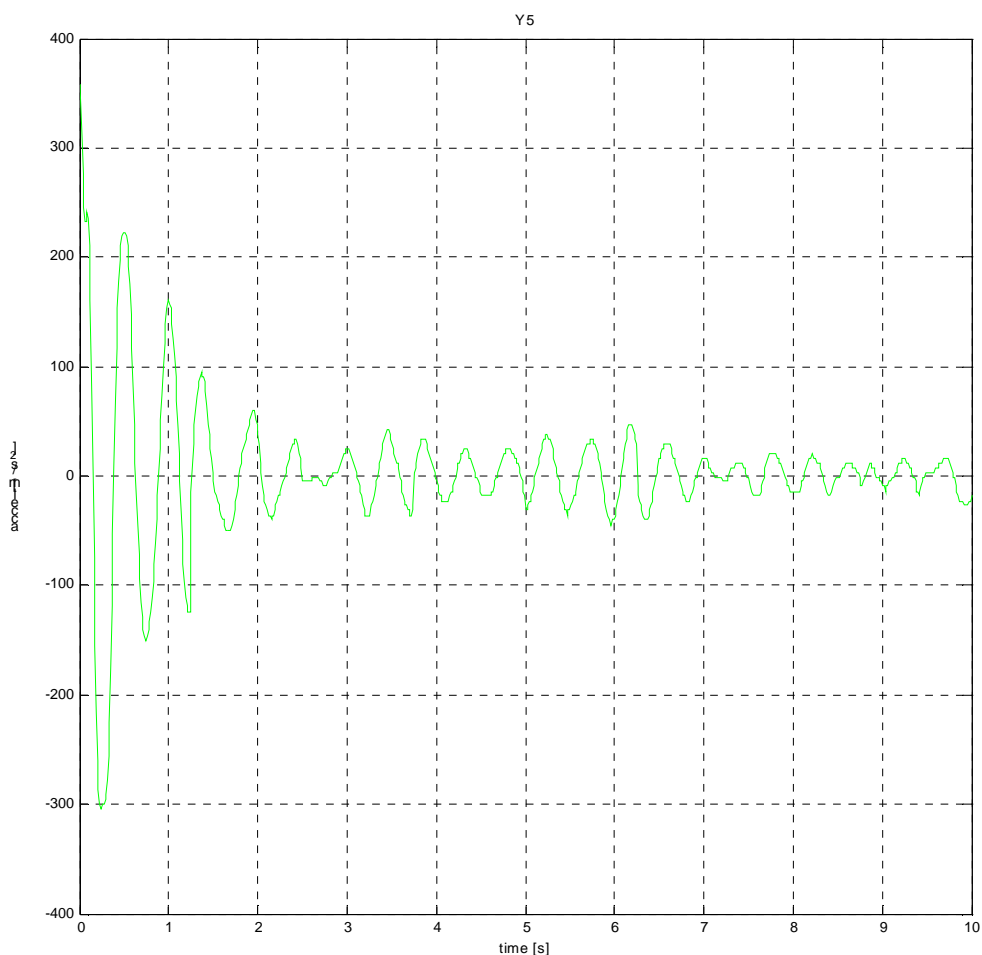
Po zastavení na jedné noze se pacient snaží stát bez pomocných dotyků zábradlí Posturomedu. Když se při ztrátě rovnováhy musí dotknout zábradlí, je toto měření stlačením červeného tlačítka označeno jako neplatné a na konci měření je automaticky zopakováno. Maximální počet opakování je 6x. Vyskytne li se ještě větší množství přídatných opření se pacientem, je to buď známka vestibulární dysfunkce nebo silné posturální instability. V této studii k takovému případu nedošlo.



Obr.28: Červené tlačítko pro označování neplatných stojů, zelené tlačítko pro označování jednotlivých kroků (Rašev, 2009)

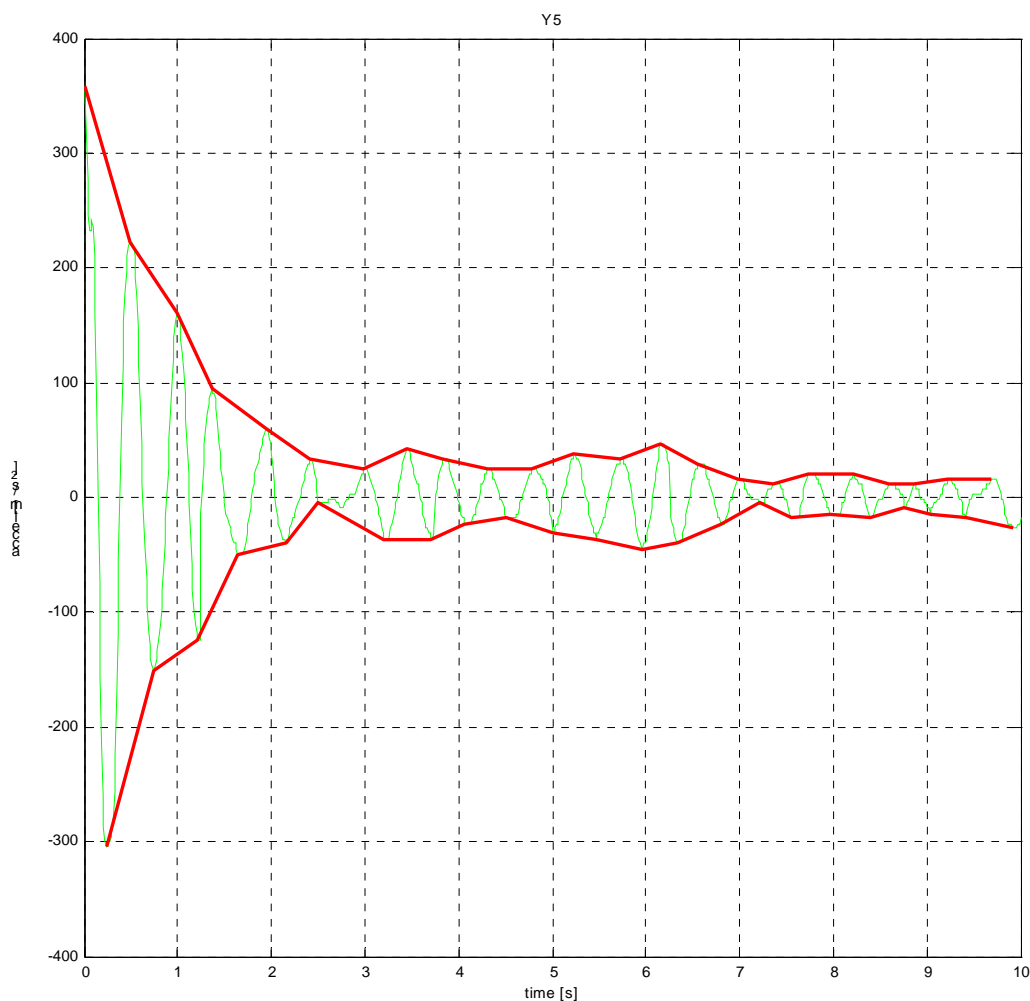
6.6.5 Popis vyhodnocení Posturální SOMATOOSCILOGRAFIE (pSOG) v programu Posturomed Commander

Posturální SOMATOOSCILOGRAFIE (pSOG) umožňuje hodnotit oscilace plochy Posturomedu indukované vlastním motorickým chováním probanda při zastavení na jedné dolní končetině. Toto hodnocení jsem ještě rozdělil na parametry vyhodnocení krátkodobé stabilizace (např. parametr 1 - koeficient tlumení kmitu) a na parametry vyhodnocení dlouhodobé stabilizace = po dobu celých 8 sekund (např. parametr 7 - rozdíl vůči ideální obálce).



Obr.29: Ukázka záznamu signálu z akcelerometru – postupné utlumení rozkmitání plochy Posturomedu během 8-sekundového stoji

Na obrázku 29 je záznam projekce rozkmitání plochy Posturomedu od okamžiku zastavení se na jedné dolní končetině. Stoj zde probíhá 10 sekund, což obsahuje již přípravnou fázi pro nové 3 kroky. Jinými slovy, po 8 sek. zazní 3 tóny, jak je uvedeno v kapitole 6.6.3, první tón devátou sekundu, druhý desátou, třetí jedenáctou. Poté provede proband 3 kroky na místě a zase se zastaví na jedné dolní končetině. (Rašev 2009)



Obr.30: Ukázka vytvoření tzv. obálek, což jsou linie spojující vrcholky amplitud kmitání (Rašev, Melecký, 2008)

6.6.6 Vysvětlení jednotlivých parametrů hodnocení posturální stabilizace v pSOG v programu Posturomed Commander

Parametr 1: koeficient útlumu kmitů

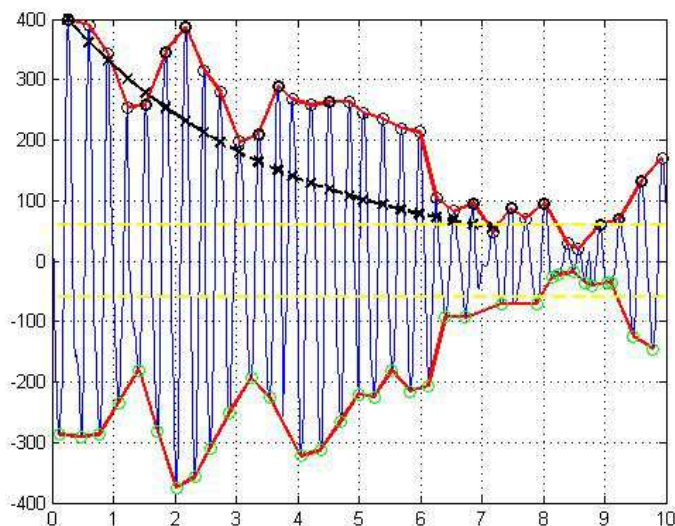
Koeficient útlumu kmitů charakterizuje schopnost posturálního stabilizačního systému utlumit okamžitě po zastavení lokomoce stoj na jedné dolní končetině.

Vypočítá se jako logaritmus podílu první amplitudy a aritmetického průměru druhé a třetí amplitudy dělený periodou.

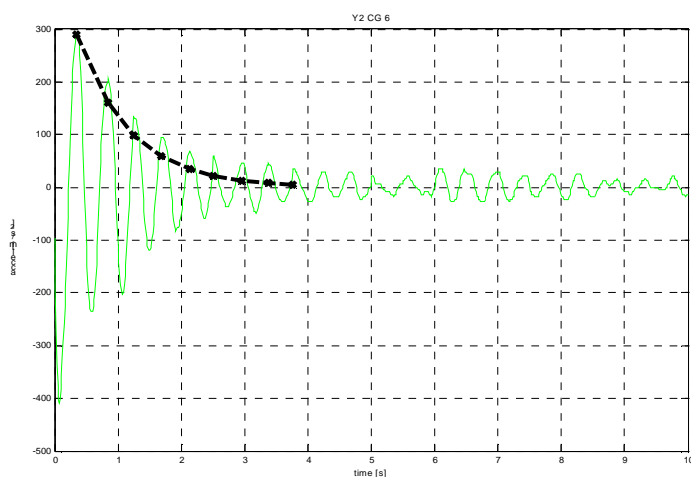
$$b = \frac{1}{T} \cdot \ln \frac{A_0}{0,5 \cdot (A_1 + A_2)} \quad (1)$$

Byly počítány koeficienty útlumu kmitů pro první lokální maxima obálky, pro 10 signálů na ose X a pro 10 signálů na ose Y. Poté byl vypočten aritmetický průměr z těchto 20 hodnot a ten představuje konečnou hodnotu koeficientu útlumu kmitů.

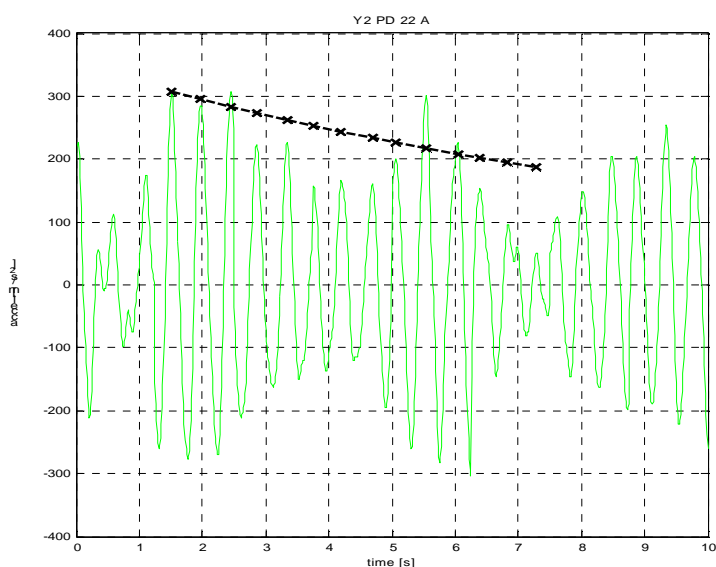
Na základě prvních třech naměřených amplitud a z koeficientu útlumu lze názornit exponenciální pokles tlumeného signálu tak, jak by vypadal při předpokládané stabilizaci pacienta na základě prvních tří amplitud. Tento předpokládaný průběh stabilizace pacienta je znázorněn černou přerušovanou čarou spojující černé křížky na obrázku 31.



Obr.31: Předpokládaný exponenciální pokles amplitudy signálu na základě prvních tří amplitud a patrné rozdíly vůči tomuto průběhu u posturální dysfunkce u probanda PD 22 (Rašev, Melecký, 2008)



Obr.32: Dobrá stabilizace s vysokým koeficientem útlumu u probanda CG 6 - křivka je strmá (Rašev, Melecký, 2008)



Obr.33: Špatná stabilizace s nízkým koeficientem útlumu u probanda PD 22, exponenciála je velmi málo strmá, je výrazně oploštělá (Rašev, Melecký, 2008)

Pozn. pro rychlou představu: při vyhodnocování parametru 1 platí – čím vyšší hodnota, tím je stabilizace lepší.

Parametr 2: koeficient utlumené energie

Koeficient utlumené energie udává poměr průměrné energie oscilátoru (člověk a Posturomed) ku průměrné hodnotě energie utlumené během jedné periody.

Tedy čím více se spotřebuje energie, tím více se utlumila soustava a tím menší je výsledná hodnota.

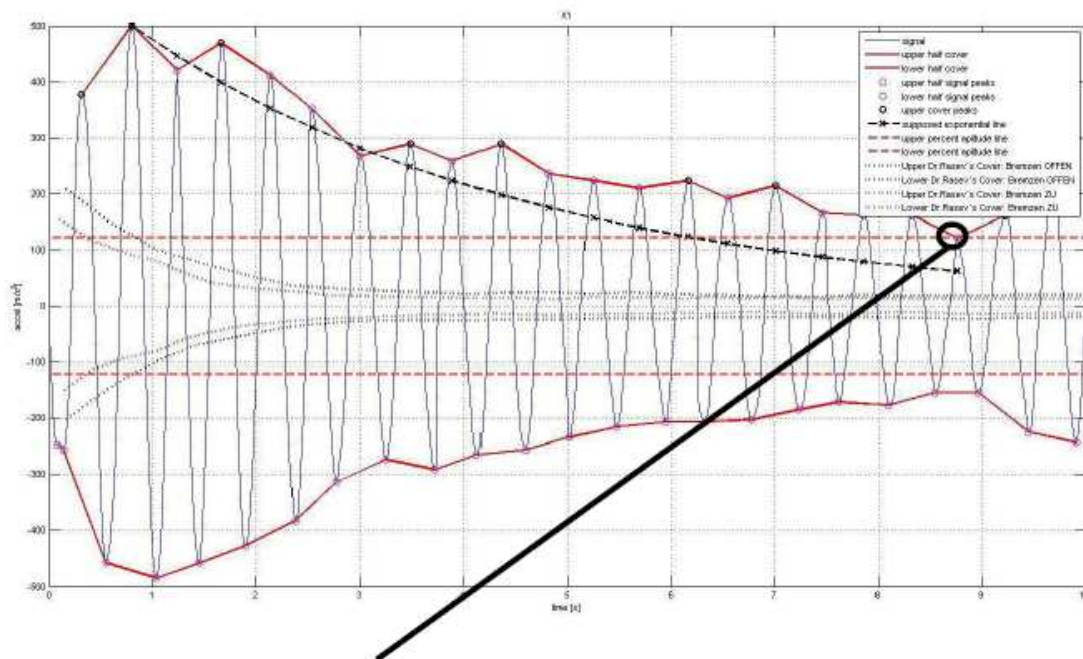
$$Q = 2\pi \cdot \frac{\omega_0}{2b} \quad (2)$$

Přičemž ω_0 je úhlová frekvence netlumených kmitů a b je koeficient útlumu.

Pozn. pro rychlou představu: při vyhodnocování parametru 2 platí – čím nižší hodnota, tím je stabilizace lepší.

Parametr 3: průměrné procento ustálení porovnané s maximální amplitudou

Průměrné procento ustálení porovnané s maximální amplitudou udává hodnotu bodu ležícího na obálce, který se objevuje jako nejmenší hodnota amplitudy signálu. Hodnota tohoto bodu je vyjádřena v procentech vůči první maximální amplitudě. Viz obrázek.



Obr.34: Určení nejmenší amplitudy signálu (Rašev, Melecký, 2008)

Pozn. pro rychlou představu: při vyhodnocování parametru 3 platí – čím nižší hodnota, tím je stabilizace lepší.

Parametr 4: souhrnný parametr krátkodobé stabilizace

Souhrnný parametr krátkodobé stabilizace ohodnocuje průměrnou hodnotu nejmenších amplitud signálu. Výsledná známka nabývá hodnot 1 = ideální stabilizace, 2 = mírná instabilita, 3 = silná instabilita.

Buď je hodnota prvních minim signálu pod 10 % maximální amplitudy – pak se tato stabilizace ohodnotí známkou 1, mezi 10 a 15 % je hodnocena známkou 2, nebo průměrná hodnota prvních minim signálu během 8-sekundového stoje nedosáhne ani 15 % maximální amplitudy, pak se taková stabilizace ohodnotí známkou 3.

Souhrnně se v tomto parametru 4 vyhodnocuje 20 hodnot a pak se udělá aritmetický průměr.

Pozn. pro rychlou představu: při vyhodnocování tohoto parametru platí – čím nižší hodnota, tím je stabilizace lepší.

Parametr 5: Počet ustálení pod hranicí 10 %

Počet ustálení pod hranicí 10 % udává počet dosažených prvních minim signálu nacházejících se pod hranicí 10 % maximální amplitudy, během 10 měření, tedy 10x pro osu X a 10x pro osu Y. Maximální možná hodnota v jednom datovém souboru je tedy 20.

Pro lepší pochopení viz obr. 34.

Pozn. pro rychlou představu: při vyhodnocování parametru 5 platí – čím vyšší hodnota, tím je stabilizace lepší.

Parametr 6: Počet ustálení nad hranicí 15 %

Počet ustálení nad hranicí 15 % udává počet měření, ve kterých hodnota minimální amplitudy signálu překročila 15 % maximální amplitudy, během 10 měření, tedy 10x pro osu X a 10x pro osu Y. Maximální možná hodnota v jednom datovém souboru je tedy 20.

Pozn. pro rychlou představu: při vyhodnocování parametru 6 platí – čím nižší hodnota, tím je stabilizace lepší.

Parametr 7: průměrná diference vůči ideální obálce

Průměrná diference vůči obálce je absolutní hodnota rozdílu hodnot amplitud obálky signálu a ideální obálky vypočtené při stabilizaci ideálně posturálně stabilních osob.

Pozn. pro rychlou představu: při vyhodnocování parametru 7 platí – čím nižší hodnota, tím je stabilizace lepší.

Parametr 8: Hodnocení celkové stabilizace

Hodnocení celkové stabilizace se vypočte ze součtu ohodnocení jednotlivých faktorů a vydělí se sedmi. Tím je získaná zaokrouhlená známka, kterou se v programu Postuomed Commander klasifikuje celková posturální stabilizace.

Pozn. pro rychlou představu: při vyhodnocování parametru 8 platí – čím nižší hodnota, tím je stabilizace lepší.

Data:		PD22_A	
	Hodnota parametru	Klasifikace:	Tridy
prum koeficient utlumu b:	0.201254	3	0 : Nezname 1: Stabilni 2: Mirne nestabilni 3: Silne instabilni
prum. koeficient utlumene energie Q:	13.0056	2	
prum procento ustalen k max amplitude:	34.1511	3	
prum. ampl. parametr kratkodobe stabilizace	2	3	
prum. pocet ustaleni pod prvni hranici 10%	7	2	
prum. pocet ustaleni nad prvni hranici 15%:	11	3	
prum. difference vuci idealni obalce:	222.183	3	
Pacient byl klasifikovan jako:		silne instabilni	

Obr.35: Příklad klasifikace silně instabilního pacienta

Data:		CG6	
	Hodnota parametru	Klasifikace:	Tridy
prum koeficient utlumu b:	1.27895	1	0 : Nezname 1: Stabilni 2: Mirne nestabilni 3: Silne instabilni
prum. koeficient utlumene energie Q:	8.48743	1	
prum procento ustalen k max amplitude:	11.7679	1	
prum. ampl. parametr kratkodobe stabilizace	1	1	
prum. pocet ustaleni pod prvni hranici 10%	15	1	
prum. pocet ustaleni nad prvni hranici 15%:	0	1	
prum. difference vuci idealni obalce:	29.9825	1	
Pacient byl klasifikovan jako:		stabilni	

Obr.36: Příklad klasifikace stabilního probanda

Parametry, které při zlepšování stabilizace nabývají VYŠŠÍCH hodnot:

Parametr 1 a parametr 5.

Parametry, které při zlepšování stabilizace nabývají NÍŽŠÍCH hodnot:

Parametry 2,3,4 a parametry 6, 7. Také celkový klasifikátor parametr 8.

6.6.7 Zásadní odlišnosti Posturální SOMATOOSCILOGRAFIE (pSOG) od zavedené posturografie

PSOG s využitím Posturomedu je od r. 1993 *první diagnostickou metodou využívající nový provokační test step/stand na instabilní ploše s definovaným stupněm instability a tlumením kmitů (Rašev, 1994)*. Pomocí provokačního testu lze provokovat řízení segmentální stabilizace k činnosti na vyšší úrovni a vyšetřovat segmentální stabilizaci motoriky při kráčení a zastavení, (podobně jako při lokomoci), *aniž by byla využívána pomocná stabilizace setrvačností*.

Tyto provokační testy posturální stabilizace vedou u latentně instabilních osob k rychlému vyčerpání posturálních rezerv a k odhalení posturální dysfunkce, i bez přítomnosti subjektivních bolestí. Probandi dobře posturálně stabilní ukazují zcela jiné výsledky.

Posturografie vyšetřuje pouze bipedální stoj, maximálně se sklápí posturografická deska nebo se mění optická informace při pohybu hlavy. To má sice též své indikace, Vařeka (2002) ale upozorňuje, že vyšetření schopnosti a případně míry posturální stabilizace pouze v klidném stoji nemůže mít dostatečnou výpovědní hodnotu pro velké kompenzační schopnosti organismu při udržování vzpřímeného stoje, bez přenášení těžiště.

Zásadní odlišnosti pSOG od statických i dynamických posturografií představují nové *posturální situace navozované na ploše Posturomed, zavedené 1993 (Rašev, 1994) a technika pohybu plochy Posturomedu*.

Posturomed umožňuje přenášení váhy z jedné dolní končetiny na druhou při kráčení na místě a vyhodnocování 8-sekundových stojů na jedné dolní končetině je možné buď izolovaně nebo

celkově sumačně. Simuluje se tím **rozejití (startování lokomoce) a zastavení**, ve srovnání s reálnou lokomocí zde však odpadá pomocná stabilizace setrvačností, což je při vyhodnocování stabilizace výhodou.

Poprvé se vyšetřují jak krátkodobé, tak dlouhodobé posturální reakce během 8 sekundového definovaného standardizovaného stoje na jedné dolní končetině, opakovaně, aby se vyloučily náhodné jevy, střídavě vlevo a vpravo.

Provokace posturálního řízení vede k tomu, že každý proband musí použít své co nejlepší posturální stabilizace, která je v pSOG v novém programu Posturomed Commander hodnotitelná podle nově zavedených parametrů.

Vyhodnocování dat pomocí nového programu Posturomed Commander

Po sběru dat v programu Microswing se přehrály záznamy 8-sekundových stojů do programu Posturomed Commander, ve kterém se vyhodnocovaly parametry hodnotící krátkodobé a *dlouhodobé* posturální reakce, tak, jak byly představeny v kapitole 6.6.6.

7. Výsledky

V tabulkách jsou nejprve uspořádány hodnoty výšky, váhy, věku v obou skupinách, dále je zde rozdělení pohlaví a hodnoty BMI = Body-Mass-Indexu. Po srovnání hodnot jednotlivých uvedených parametrů byla zjištěna homogenita jednotlivých výzkumných souborů.

Dále jsou předloženy naměřené hodnot parametrů skupiny pacientů PD a kontrolní skupiny CG, včetně hodnot medianu, modu, průměru a směrodatné odchylky.

Před zkoumáním jednotlivých hypotéz byl proveden test na normální rozdělení hodnot, aby bylo možno rozhodnout o použití způsobu statistického vyhodnocení.

Poté jsou prezentovány výsledky zpracování dat statistickými metodami v programu SPSS ve vztahu k jednotlivým hypotézám.

7.1 Antropometrická data, věk a Body-Mass-Index

Body-Mass-Index se vypočte podle následujícího vzorce:

$$\text{BMI} = m/l^2 \quad (3)$$

přičemž m je tělesná váha (v kilogramech) a l je tělesná výška (v metrech).

7.1.1 Antropometrická data zdravých probandů = skupina CG (control group)

CG	věk probanda	tělesná výška	tělesná váha	pohlaví	pohlaví	BMI
CG1	27	173	65	W	♀	22
CG2	30	179	72	M	♂	22
CG3	28	175	70	M	♂	23
CG4	35	178	74	M	♂	23
CG5	29	188	85	M	♂	24
CG6	50	183	72	M	♂	21
CG7	47	180	76	M	♂	23
CG8	56	179	74	M	♂	23
CG9	38	182	73	M	♂	22
CG10	45	173	59	W	♀	20
CG11	46	170	68	M	♂	24
CG12	40	175	65	W	♀	21
CG13	35	171	68	W	♀	23
CG14	48	182	75	M	♂	23
CG15	54	179	76	M	♂	24
CG16	52	177	74	M	♂	24
CG17	58	185	75	M	♂	22
CG18	33	179	80	M	♂	25
CG19	39	185	81	M	♂	24
CG20	41	178	75	M	♂	24
CG21	32	175	73	M	♂	24
CG22	38	184	82	M	♂	24
CG23	47	177	76	W	♀	24
CG24	28	186	82	M	♂	24
	40,67					23,04

Tabulka 2: Přehled antropometrických hodnot 24 zdravých probandů skupiny CG (control group)

Průměrný věk u této kontrolní skupiny CG činil 40,67 let.

Body-Mass-Index měl u této kontrolní skupiny CG průměrnou hodnotu 23,04.

CG	věk probanda	Tělesná výška	tělesná váha	pohlaví	pohlaví	BMI
CG2	30	179	72	M	♂	22
CG3	28	175	70	M	♂	23
CG4	35	178	74	M	♂	23
CG5	29	188	85	M	♂	24
CG6	50	183	72	M	♂	21
CG7	47	180	76	M	♂	23
CG8	56	179	74	M	♂	23
CG9	38	182	73	M	♂	22
CG11	46	170	68	M	♂	24
CG14	48	182	75	M	♂	23
CG15	54	179	76	M	♂	24
CG16	52	177	74	M	♂	24
CG17	58	185	75	M	♂	22
CG18	33	179	80	M	♂	25
CG19	39	185	81	M	♂	24
CG20	41	178	75	M	♂	24
CG21	32	175	73	M	♂	24
CG22	38	184	82	M	♂	24
CG24	28	186	82	M	♂	24
	41,16					23,32

Tabulka 3: Antropometrické hodnoty mužů ze skupiny zdravých probandů CG

Ve skupině zdravých probandů CG (control group) bylo 19 mužů o průměrném věku 41,16 let a průměrném BMI 23,32.

CG	Věk probanda	tělesná výška	tělesná váha	pohlaví	pohlaví	BMI
CG1	27	173	65	W	♀	22
CG10	45	173	59	W	♀	20
CG12	40	175	65	W	♀	21
CG13	35	171	68	W	♀	23
CG23	47	177	76	W	♀	24
	38,8					22

Tabulka 4: Antropometrické hodnoty žen ze skupiny zdravých probandů CG

Ve skupině zdravých probandů CG (control group) bylo 5 žen o průměrném věku 38,8 let a průměrném BMI 22.

7.1.2 Antropometrická data pacientů s posturální dysfunkcí = skupina PD

PD	věk pacienta	tělesná výška	Tělesná váha	pohlaví	pohlaví	BMI
PD1	43	189	90	m	♂	25
PD2	25	178	56	w	♀	18
PD3	33	181	76	m	♂	23
PD4	13	165	50	w	♀	18
PD5	51	164	62	w	♀	23
PD6	15	185	77	m	♂	22
PD7	47	175	64	w	♀	21
PD8	51	186	97	m	♂	28
PD9	34	162	60	w	♀	23
PD10	56	159	54	w	♀	21
PD11	39	165	59	w	♀	22
PD12	39	168	64	w	♀	23
PD13	51	168	65	w	♀	23
PD14	43	160	70	w	♀	27
PD15	43	163	62	w	♀	23
PD16	48	160	65	w	♀	25
PD17	39	185	80	m	♂	23
PD18	27	171	60	w	♀	21
PD19	49	177	80	m	♂	26
PD20	43	179	78	m	♂	24
PD21	51	172	61	w	♀	21
PD22	62	183	75	m	♂	22
PD23	44	174	69	w	♀	23
PD24	27	179	78	m	♂	24
PD25	49	170	65	w	♀	22
PD26	49	176	73	m	♂	24
PD27	42	183	101	m	♂	30
PD28	38	190	110	m	♂	30
	41,11					23,39

Tabulka 5: Přehled antropometrických hodnot 28 pacientů ze skupiny PD s diagnózou posturální dysfunkce

Průměrný věk činil u skupiny pacientů PD (posturální dysfunkce) 41,11 let.

Body-Mass-Index měl u této skupiny pacientů PD hodnotu 23,39.

PD	Věk pacienta	tělesná výška	tělesná váha	pohlaví	Pohlaví	BMI
PD1	43	189	90	m	♂	25
PD3	33	181	76	m	♂	23
PD6	15	185	77	m	♂	22
PD8	51	186	97	m	♂	28
PD17	39	185	80	m	♂	23
PD19	49	177	80	m	♂	26
PD20	43	179	78	m	♂	24
PD22	62	183	75	m	♂	22
PD24	27	179	78	m	♂	24
PD26	49	176	73	m	♂	24
PD27	42	183	101	m	♂	30
PD28	38	190	110	m	♂	30
	40,92					25,08

Tabulka 6: Antropometrické hodnoty mužů ze skupiny pacientů s posturální dysfunkcí PD

Ve skupině pacientů s posturální dysfunkcí bylo 12 mužů o průměrném věku 40,92 let a průměrném BMI 25,08.

PD	Věk pacienta	Tělesná výška	tělesná váha	Pohlaví	Pohlaví	BMI
PD2	25	178	56	W	♀	18
PD4	13	165	50	w	♀	18
PD5	51	164	62	w	♀	23
PD7	47	175	64	w	♀	21
PD9	34	162	60	w	♀	23
PD10	56	159	54	w	♀	21
PD11	39	165	59	w	♀	22
PD12	39	168	64	w	♀	23
PD13	51	168	65	w	♀	23
PD14	43	160	70	w	♀	27
PD15	43	163	62	w	♀	23
PD16	48	160	65	w	♀	25
PD18	27	171	60	w	♀	21
PD21	51	172	61	w	♀	21
PD23	44	174	69	w	♀	23
PD25	49	170	65	w	♀	22
	41,25					22,13

Tabulka 7: Antropometrické hodnoty žen ze skupiny pacientů s posturální dysfunkcí PD

Ve skupině pacientů s posturální dysfunkcí bylo 16 žen o průměrném věku 41,25 a průměrném BMI 22,13.

Shrnutí:

Průměrný věk je u obou skupin velmi blízký, u skupiny pacientů PD činí průměrný věk 41,11 let, u skupiny kontrolní CG je průměrný věk 40,67.

Body-Mass-Index je u obou skupin též dobře srovnatelný, jeho průměrná hodnota u skupiny pacientů je 23,39, u skupiny kontrolní 23,04.

Složení skupiny zdravých probandů (CG):

Ve skupině zdravých probandů bylo 5 žen o průměrném věku 38,8 let a průměrném BMI 22 a 19 mužů o průměrném věku 41,16 let a průměrném BMI 23,32.

Složení skupiny pacientů s posturální dysfunkcí (PD)

Ve skupině pacientů s posturální dysfunkcí (PD) bylo 16 žen o průměrném věku 41,25 a průměrném BMI 22,13 a 12 mužů o průměrném věku 40,92 let a průměrném BMI 25,08.

7.2.1 Deskriptivní statistika skupiny CG:

V tabulce 8 jsou u každého probanda kontrolní skupiny CG ($n = 24$) popsány dosažené hodnoty jednotlivých parametrů posturální stabilizace při proměření metodou posturální Somatooscilografie, které byly získány po vyhodnocení záznamu z akcelerometru v programu Posturomed Commander.

NAS představuje intenzitu bolesti na numericky analogové škále.

Intenzita bolesti byla u všech probandů kontrolní skupiny CG rovna 0 = zcela bez bolesti.

CG Proband	NAS bolest	Par_1 CG	Par_2 CG	Par_3 CG	Par_4 CG	Par_5 CG	Par_6 CG	Par_7 CG	Par_8 CG
CG 1	0	1,53	8,18	12,67	1,7	8	2	55,61	2
CG2	0	1,24	13,47	11,36	1,25	15	0	61,55	1
CG3	0	1,47	9,6	11,88	1,25	16	1	44,64	1
CG4	0	1,37	9,54	12,34	1,3	15	1	52,95	1
CG5	0	1,31	8,08	11,66	1,05	19	0	62,85	1
CG6	0	1,37	8,49	11,77	1,15	17	0	30,59	1
CG7	0	1,61	8,29	11,88	1,2	16	0	29,21	1
CG8	0	1,24	12,42	11,44	1,25	15	0	37,4	1
CG9	0	1,3	8,48	9,72	1,05	19	0	36,52	1
CG10	0	1,22	12,02	11,16	1,1	18	0	23,76	1
CG11	0	1,18	10,51	13,66	1,6	9	1	36,64	2
CG12	0	1,19	10,32	11,53	1,1	18	0	25,66	1
CG13	0	0,8	12,19	12,69	1,5	10	0	36,53	2
CG14	0	1,47	7,87	11,8	1,35	13	0	44,76	1
CG15	0	1,4	9,25	11,81	1,5	11	1	40,62	1
CG16	0	1,52	8,41	11,74	1,5	11	1	46,95	1
CG17	0	1,13	8,21	14,07	1,4	12	0	38,33	1
CG18	0	0,85	14,87	15,21	1,1	18	0	54,32	2
CG19	0	1,23	8,41	15,69	1,35	14	1	46,39	1
CG20	0	1,49	9,04	10,51	1,05	19	0	58,05	1
CG21	0	1,21	9,39	13,21	1,3	15	1	42,03	1
CG22	0	1,31	10,61	11,15	1,4	12	0	59,19	1
CG23	0	1,09	8,87	13,34	1,3	15	1	54,05	1
CG24	0	1,16	16,98	10,79	1,15	17	0	56,88	1

Tabulka 8: Popisná statistika skupiny CG - hodnoty 8 parametrů posturální stabilizace při proměření metodou posturální somatooscilografie, získané vyhodnocením záznamu z akcelerometru v programu Posturomed Commander. NAS představuje intenzitu bolesti na numericky analogové škále, od 0 (žádná bolest) do 10 (maximální představitelná intenzita bolesti).

n = 24

NAS = pociťovaná bolest v hybné soustavě v závislosti na držení těla na numerické stupnici NAS

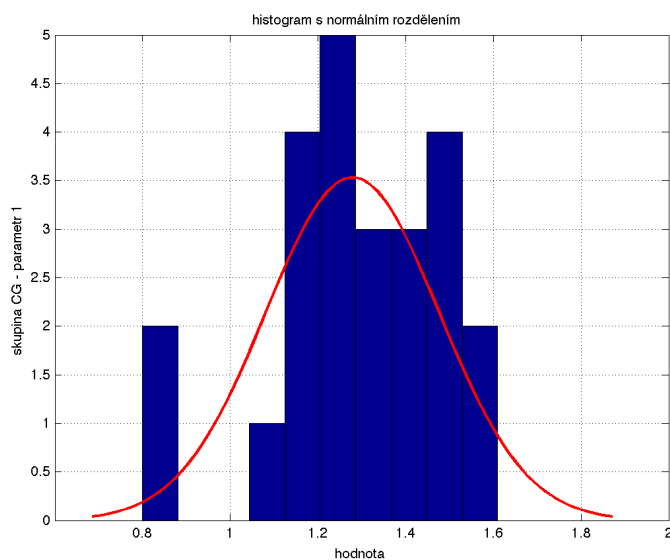
Statistika

	Par_1CG	Par_2C G	Par_3C G	Par_4C G	Par_5C G	Par_6C G	Par_7C G	Par_8CG
N platné	24	24	24	24	24	24	24	24
chybějící	0	0	0	0	0	0	0	0
střední hodnota	1,2788	10,1458	12,2117	1,2875	14,67	,42	44,8117	1,17
Median	1,2700	9,3200	11,8050	1,2750	15,00	,00	44,7000	1,00
Modus	1,24 ^a	8,41	11,88	1,05 ^a	15	0	23,76 ^a	1
Standardní odchylka = SD	,19767	2,37972	1,41085	,18193	3,279	,584	11,5737	,381
							1	

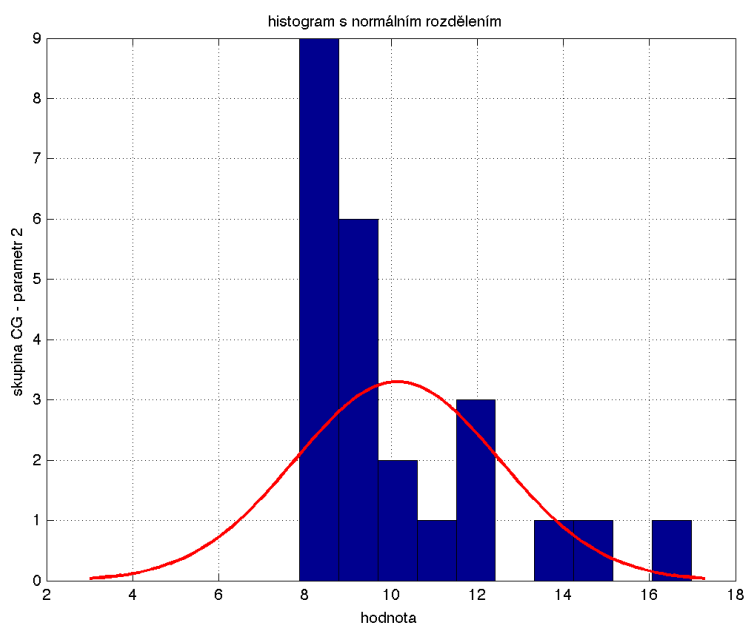
a – z více modů je zobrazen ten nejmenší

Tabulka 9: Tabulka středních hodnot, mediánu, modu a standardní odchylky pro jednotlivé parametry skupiny CG – control groupe

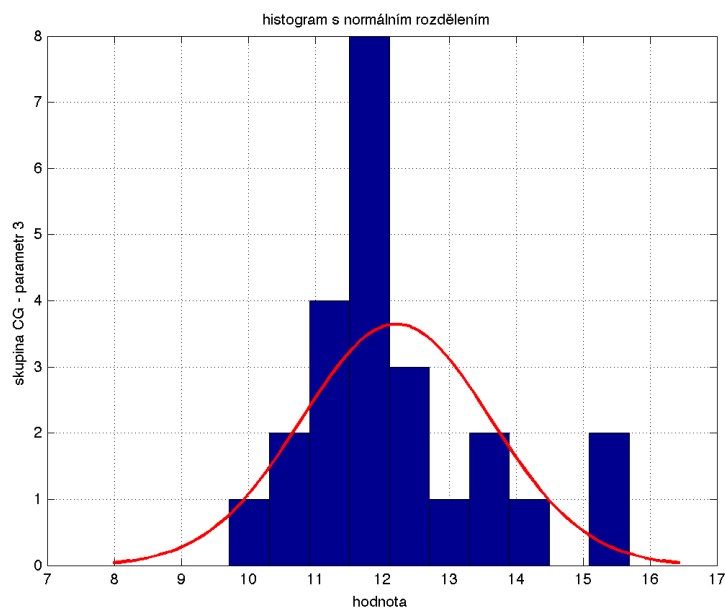
Nyní byl proveden test na normalitu. Další grafy 1 až 8 ukazují histogramy rozložení četností jednotlivých parametrů a srovnání s normálním rozdělením četností jednotlivých parametrů.



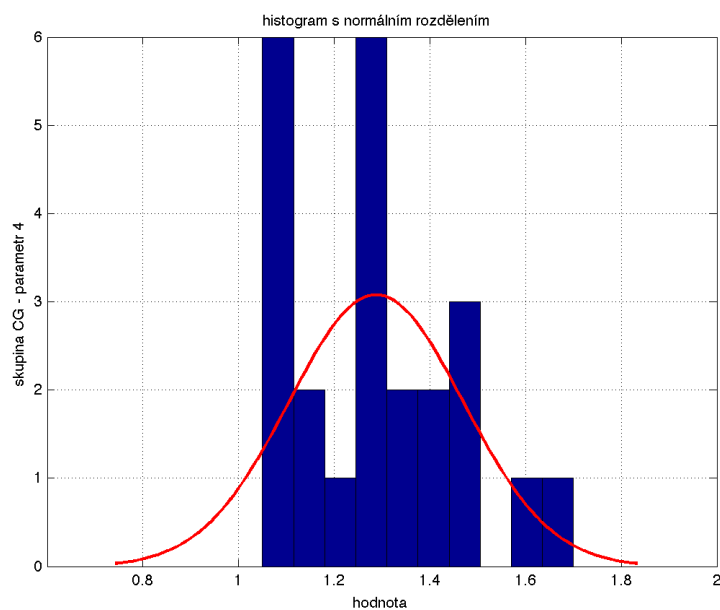
Graf č. 1: histogram rozložení četnosti parametru 1 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností



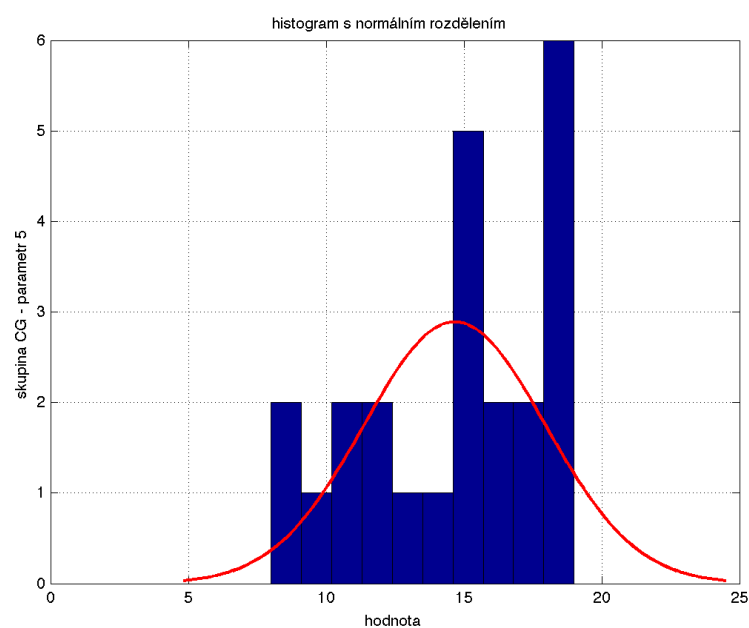
Graf č. 2: histogram rozložení četnosti parametru 2 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností



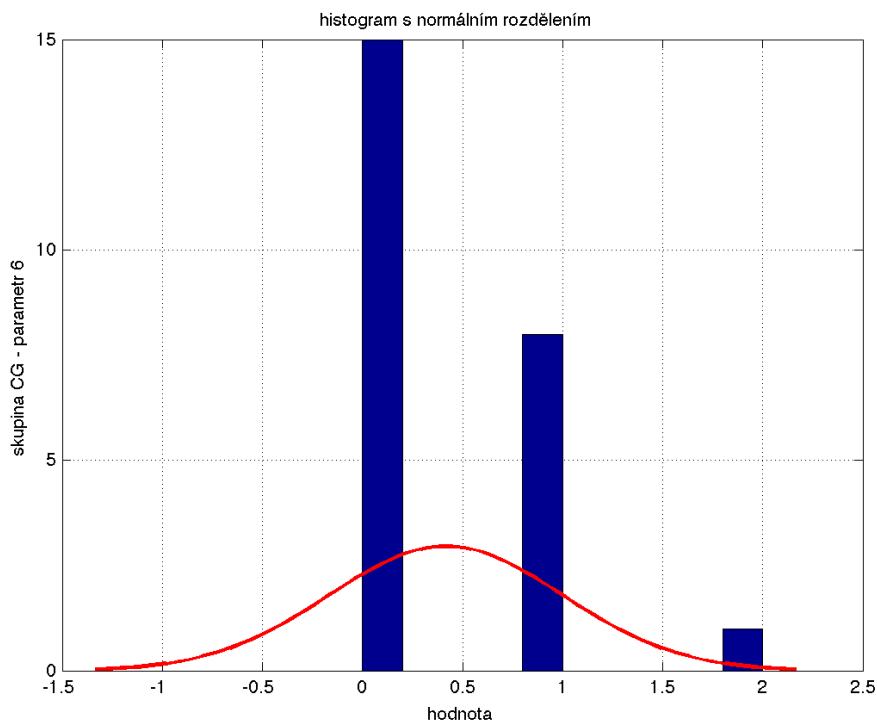
Graf č. 3: histogram rozložení četnosti parametru 3 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností



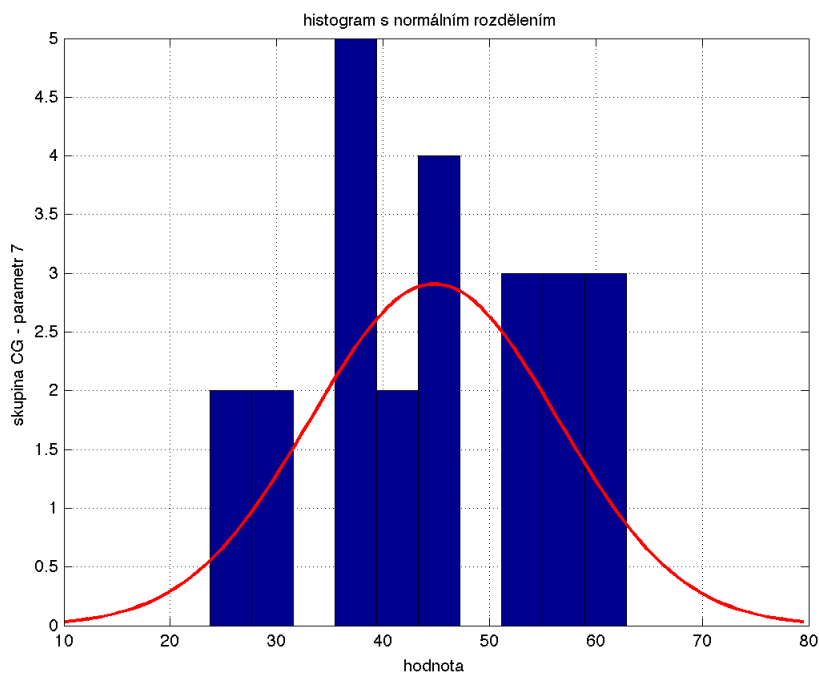
Graf č. 4: histogram rozložení četnosti parametru 4 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností



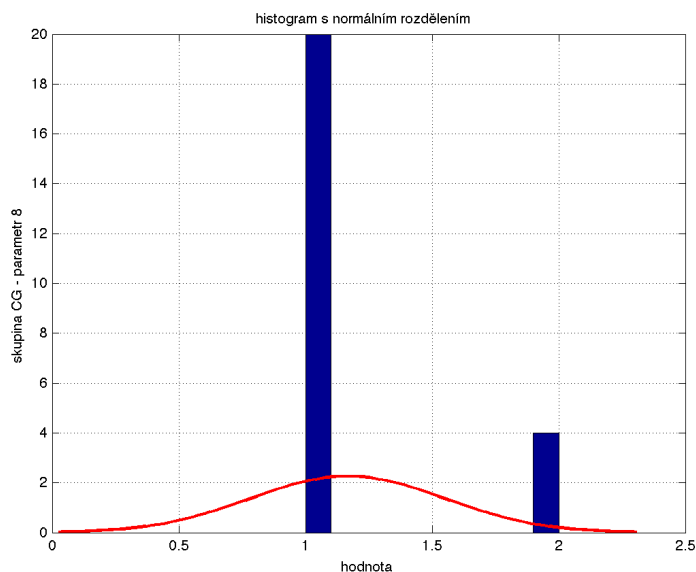
Graf č. 5: histogram rozložení četnosti parametru 5 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností



Graf č. 6: histogram rozložení četnosti parametru 6 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností



Graf č. 7: histogram rozložení četnosti parametru 7 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností



Graf č. 8: histogram rozložení četnosti parametru 8 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností

Vyhodnocení :

Byl proveden test na normalnost za použití statického testu Kolmogorov-Smirnov (Anděl, 1978). Podle výsledku testu - tabulka 10 se ve skupině CG u žádného vzorku parametru (parametr 1 až parametr 8) nejednalo o normální rozdělení hodnot.

Proto nelze použít parametrické testovací metody a pro testování rozdílů mezi kontrolní CG a skupinou PD bylo použito neparametrické metody Mann-Whitney-U-test (Anděl, 1978).

Parametry	p-hodnoty skupiny CG
parametr 1	3.4196e-14
parametr 2	1.3740e-22
parametr 3	1.3740e-22
parametr 4	1.4780e-16
Parametr 5	1.3740e-22
Parametr 6	4.5036e-06
Parametr 7	1.3740e-22
Parametr 8	4.0991e-16

Tabulka 10: Test na normalitu rozložení hodnot všech 8 parametrů skupiny CG

7.2.2 Deskriptivní statistika skupiny PD:

V tabulce 11 jsou u každého probanda skupiny pacientů s posturální dysfunkcí PD (n = 28) popsány dosažené hodnoty jednotlivých parametrů posturální stabilizace při proměření metodou posturální somatooscilografie, které byly získány po vyhodnocení záznamu z akcelerometru v programu Posturomed Commander. NAS představuje intenzitu bolesti na numericky analogové škále od 0 (žádná bolest) do 10 (maximální představitelná intenzita bolesti).

PatientiPD	NAS bolest	Par_1 PD	Par_2 PD	Par_3 PD	Par_4 PD	Par_5 PD	Par_6 PD	Par_7 PD	Par_8 PD
1pd	3	1,18	96,63	23,23	2,05	8	9	197,27	3
2pd	8	0,63	15	27,3	2,5	2	12	208,11	3
3pd	4	0,42	14,99	31,34	2,65	1	14	228,75	3
4pd	4	0,51	27,89	37,56	2,65	3	16	253,44	3
5pd	9	1,14	7,93	22,21	1,95	8	7	124,88	2
6pd	2	0,34	23,4	45,11	2,65	3	16	284,64	3
7pd	7	0,49	14,62	28,79	2,15	4	7	164,53	3
8pd	6	0,33	36,33	53,99	2,8	1	17	391,02	3
9pd	5	0,77	14,61	20,68	1,8	9	5	107,92	2
10pd	5	0,69	14	33,49	2,2	6	10	80,18	3
11pd	3	0,5	15,6	24,61	2	7	7	68,89	3
12pd	5	0,89	18,67	19,75	2,35	2	9	109,77	3
13pd	4	0,5	16,2	26,78	2,15	5	8	119,81	3
14pd	3	0,69	14,74	27,24	2,25	6	11	219,47	3
15pd	4	0,83	4,94	27,32	2,05	5	6	208,76	3
16pd	3	-0,04	19,66	40,26	2,65	3	16	201,09	3
17pd	5	0,3	19,55	28,38	2,5	2	12	194,68	3
18pd	8	0,96	11,4	11,83	1,7	10	4	62,31	2
19pd	3	1,73	9,79	12,48	1,8	8	4	218,29	2
20pd	8	0,44	13,7	18,25	2,35	1	8	199,99	3
21pd	7	1,08	10,3	19,55	2,05	6	7	67,66	2
22pd	5	0,75	18,2	12,41	1,35	14	1	66,72	2
23pd	8	0,62	34,89	43,52	2,4	4	12	254,29	3
24pd	3	0,57	15,15	44,69	2,45	4	13	271,21	3
25pd	6	-0,23	15,99	34,83	2,15	5	8	187,46	3
26pd	5	0,87	29,3	26,69	2,45	3	12	115,67	3
27pd	3	0,51	7,88	38,93	2,45	4	13	305,34	3
28pd	7	0,37	90,9	39,43	2,6	2	14	260,28	3

Tabulka 11: Popisná statistika skupiny PD - hodnoty 8 parametrů posturální stabilizace při proměření metodou posturální somatooscilografie, získané vyhodnocením záznamu z akcelerometru v programu Posturomed Commander. NAS představuje intenzitu bolesti na numericky analogové škále od 0 (žádná bolest) do 10 (maximální představitelná intenzita bolesti).

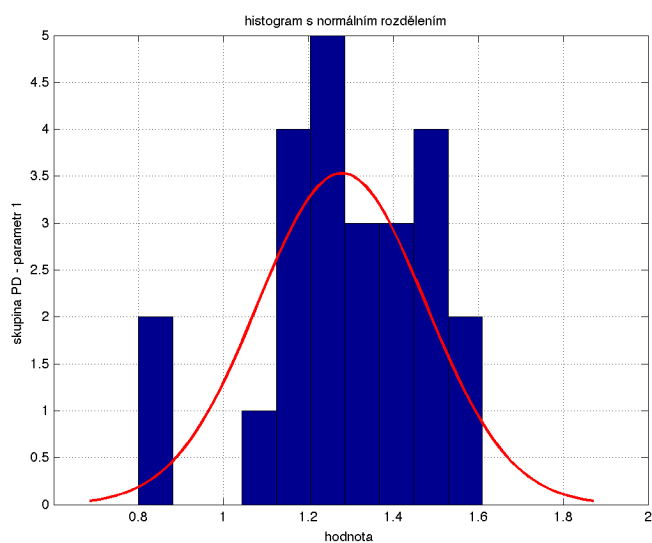
Statistika

	Par_1PD	Par_2PD	Par_3PD	Par_4PD	Par_5PD	Par_6PD	Par_7PD	Par_8PD
N Platné	28	28	28	28	28	28	28	28
chybějící	0	0	0	0	0	0	0	0
středníhodnota	,6371	22,5807	29,3089	2,2536	4,86	9,93	184,7254	2,79
Median	,5950	15,3750	27,3100	2,3000	4,00	9,50	198,6300	3,00
Modus	,50 ^a	4,94 ^a	11,83 ^a	2,65	2 ^a	7 ^a	62,30 ^a	3
standardní odchylka = SD	,38462	21,46748	10,76037	,34290	3,100	4,163	83,32241	,418

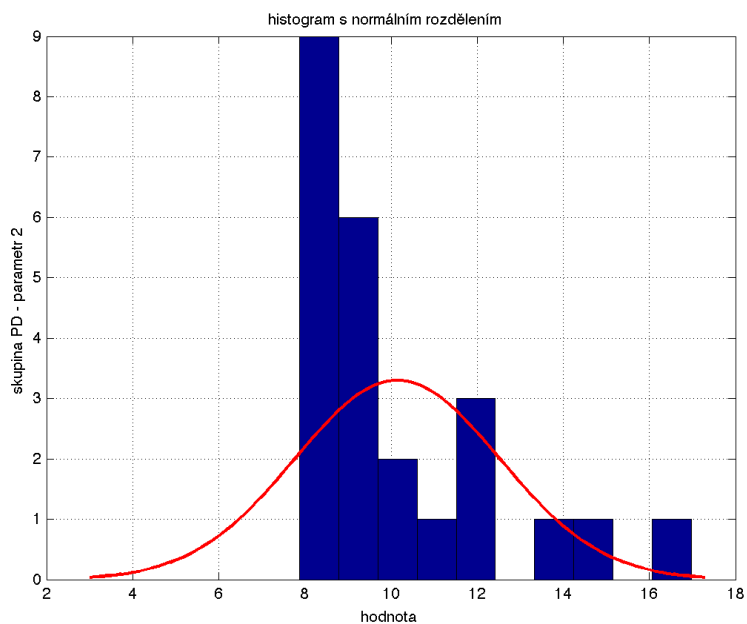
a – z více modů je zobrazen ten nejmenší

Tabulka 12: Tabulka středních hodnot, mediánu, modu a standardní odchylky pro jednotlivé parametry skupiny PD – postural dysfunction

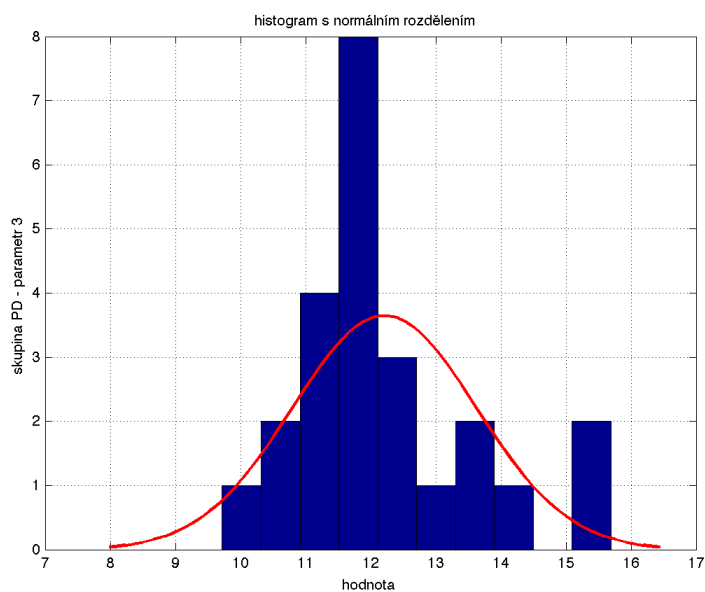
Další grafy 9 až 16 ukazují histogramy rozložení četností jednotlivých parametrů a srovnání s normálním rozdělením četností jednotlivých parametrů.



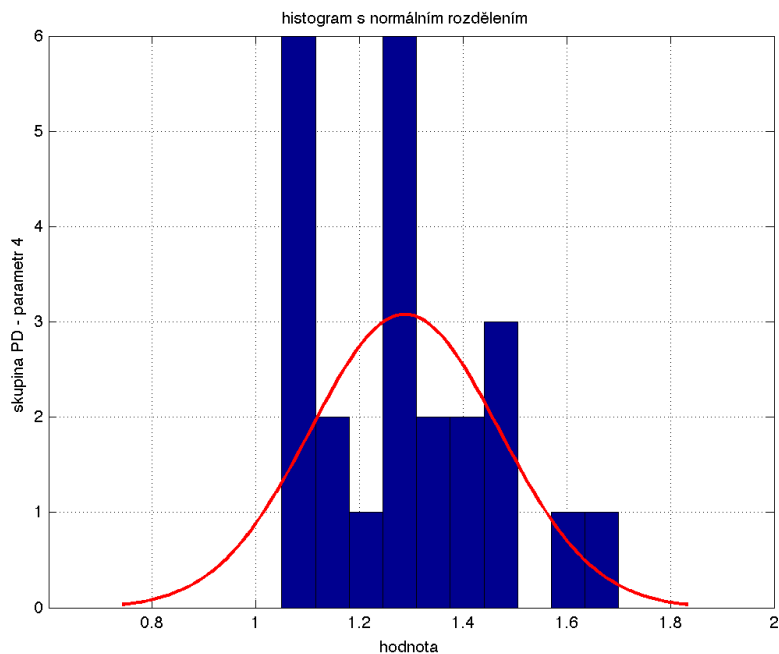
Graf č. 9: histogram rozložení četnosti parametru 1 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností



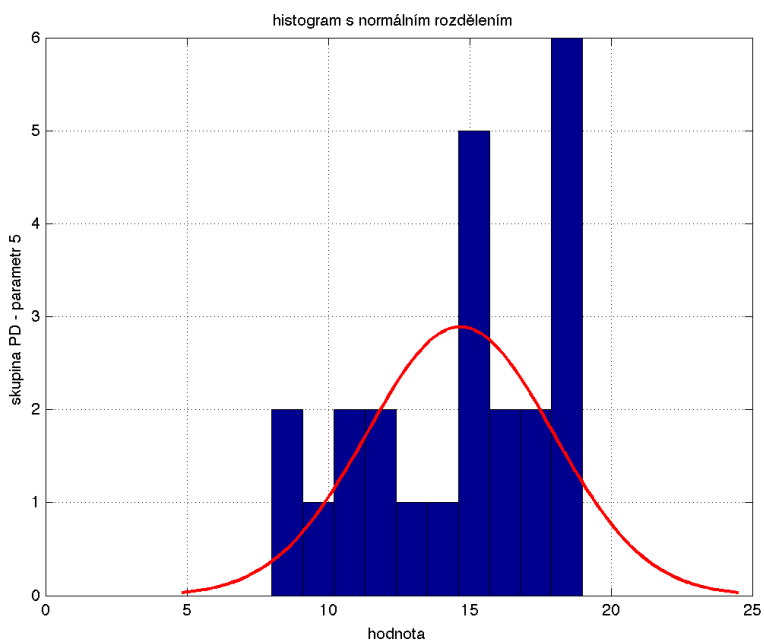
Graf č. 10: histogram rozložení četnosti parametru 2 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností



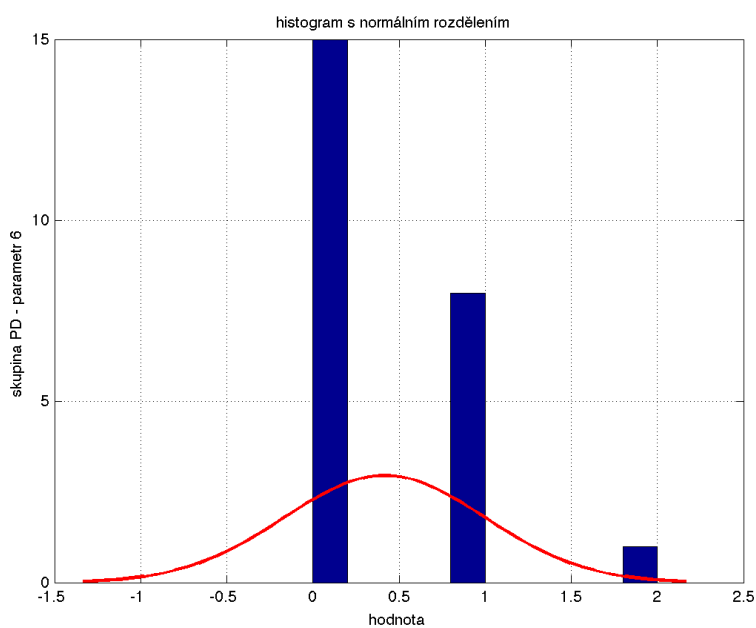
Graf č. 11: histogram rozložení četnosti parametru 3 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností



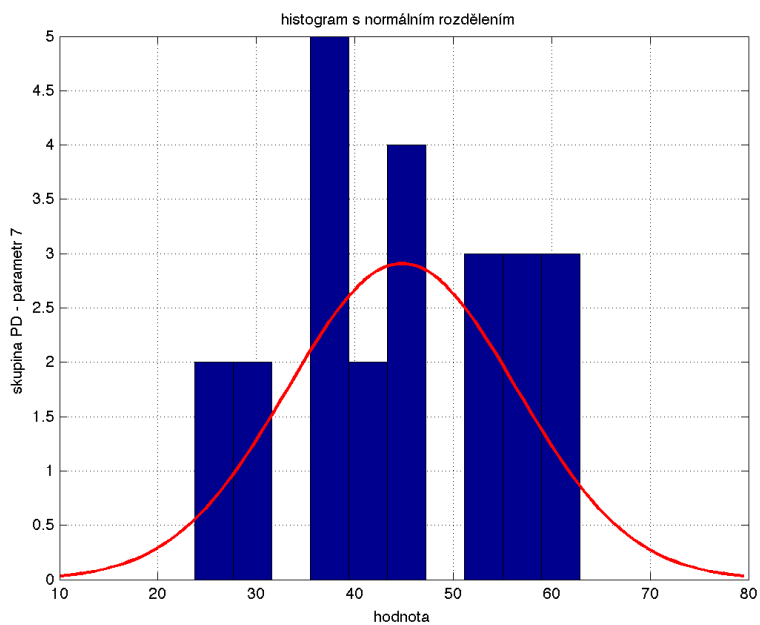
Graf č. 12: histogram rozložení četnosti parametru 4 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností



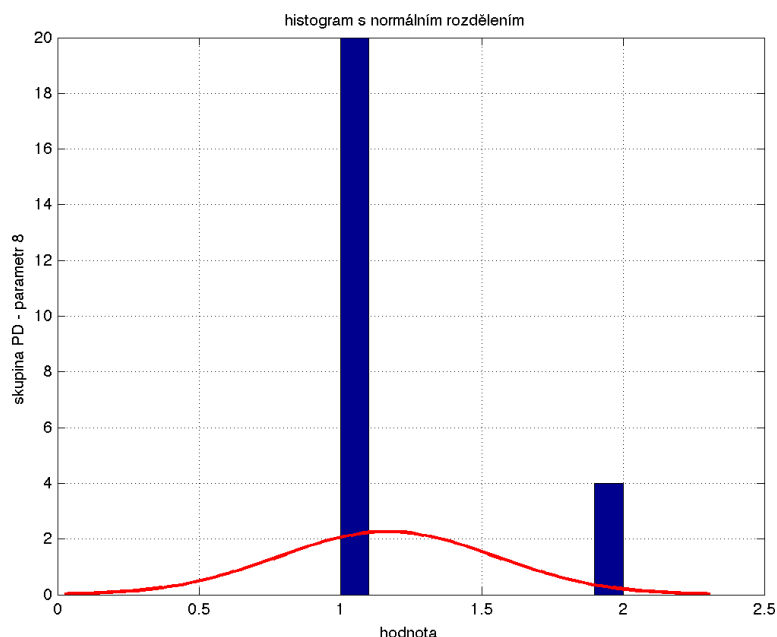
Graf č. 13: histogram rozložení četnosti parametru 5 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností



Graf č. 14: histogram rozložení četnosti parametru 6 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností



Graf č. 15: histogram rozložení četnosti parametru 7 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností



Graf č. 16: histogram rozložení četnosti parametru 8 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností

Byl proveden test na normalnost za použití statického testu Kolmogorov-Smirnov (Anděl, 1978). Podle výsledku testu (viz tabulka 13) se ve skupině PD-A u žádného vzorku parametrů (parametr 1 až parametr 8) nejednalo o normální rozdělení hodnot.

Proto nelze použít parametrické testovací metody a pro testování rozdílu mezi kontrolní CG a skupinou PD bylo použito neparametrické metody Mann-Whitney-U-test (Anděl, 1978).

Parametry	p-hodnoty skupiny PD
parametr 1	4.2433e-08
parametr 2	4.0468e-26
parametr 3	4.0466e-26
parametr 4	3.6890e-22
parametr 5	7.0551e-20
parametr 6	2.5773e-24
parametr 7	4.0466e-26
parametr 8	5.7926e-25

Tabulka 13: Test na normalitu rozložení hodnot všech 8 parametrů skupiny PD

7.3 Zpracování dat ve vztahu k hypotézám

7.3.1 K hypotéze 1:

Hypotéza 1:

Existují rozdíly v motorickém chování posturálně stabilních a posturálně instabilních osob, zjištěné vyšetřením Posturální Somatooscilografie.

Test hypotézy 1:

$H_{1/0}$: Neexistují rozdíly mezi motorickým chováním mezi posturálně stabilními a posturálně instabilními osobami.

H_1 : Existují rozdíly mezi motorickým chováním mezi posturálně stabilními a posturálně instabilními osobami.

Pro ověření hypotézy číslo 1 byl použit Mann-Whitney-U test pro parametr 8 – viz tabulka 14..

	p-hodnota	hladina významnosti alfa
parametr 8	1,5439e-10	0,05

Tabulka 14: Výsledky Mann-Whitney-U testu pro parametr 8

S pravděpodobností omylu 5% je nulová hypotéza odmítnuta a alternativní hypotéza H_1 přijata.

Je tedy prokázáno s hladinou signifikance 0,05, že platí hypotéza H_1 .

Platí: H_1 : Existují rozdíly mezi motorickým chováním mezi posturálně stabilními a posturálně instabilními osobami.

7.3.2 K hypotéze 2

Hypotéza 2:

Lze najít odlišné hodnoty parametrů stabilizace vyhodnocením titubací (výchylek) těla pozorovaných v nově zavedeném posturálním provokačním testu na testovací ploše Posturomed v programu Posturomed Commander.

Test hypotézy 2:

H_{20} : Nelze najít rozdílné hodnoty motorického chování projevujícího se titubacemi

H_2 : Lze najít rozdílné hodnoty motorického chování projevujícího se titubacemi.

Pro ověření hypotézy 2 jsem použil testování parametru 1 až parametru 7 pomocí metody Mann Whitney-U testu nezávislých vzorků – viz tabulka 15.

parametry	p - hodnoty	hladina významnosti alfa
par 1	7,4858e-08	0,05
par 2	3,4841e-05	0,05
par 3	1,4891e-08	0,05
par 4	1,8673e-09	0,05
par 5	3,3735e-09	0,05
par 6	7,2348e-10	0,05
par 7	8,2552e-10	0,05

Tabulka 15: Výsledky Mann-Whitney-U testu pro parametry 1 až 7

Ve všech parametrech je nulová hypotéza odmítnuta a hypotéza H2 byla přijata.

Úroveň signifikance je 0,05.

S pravděpodobností omylu menší než 5% je nulová hypotéza odmítnuta a alternativní hypotéza přijata.

Je tedy prokázáno s hladinou signifikance 0,05, že platí hypotéza H₂.

Platí: H₂ :

Lze najít odlišné hodnoty parametrů stabilizace vyhodnocením titubací (výchylek) těla pozorovaných v nově zavedeném posturálním provokačním testu na testovací ploše Posturomed v programu Posturomed Commander.

7.3.3 K hypotéze 3:

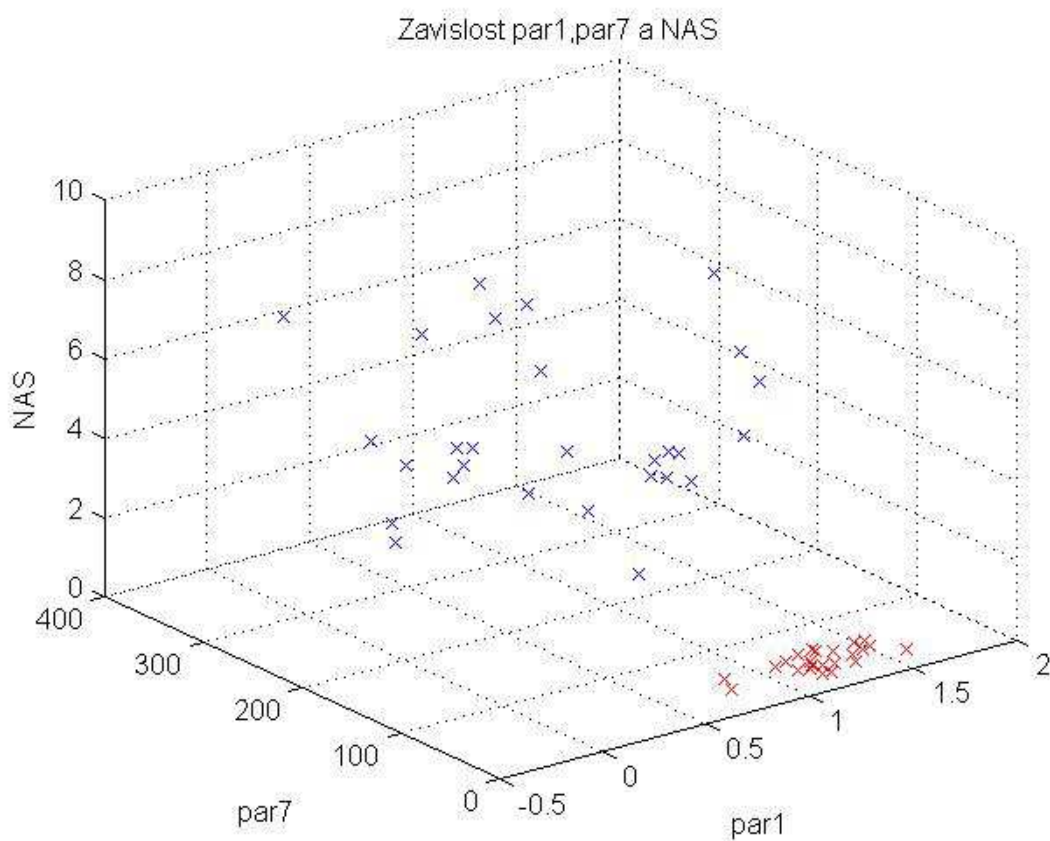
Hypotéza 3:

Předpokládám, že posturálně nestabilní osoby trpí více bolestmi zad závislými na zvýšených nárocích na posturální stabilizaci monotonně zaujímaných poloh těla než osoby klinicky posturálně stabilní vystavené stejným posturálním nárokům.

Test hypotézy 3:

$H_{3/0}$: Neexistuje vztah mezi posturální stabilizací a bolestí trupu.

H_3 : Existuje vztah mezi posturální stabilizací a bolestí trupu.



Graf č. 17: Závislost vzniku bolesti na parametrech 1 a 7

Snažím se vypočítat, zda je bolest (Variable NAS) v korelaci se s parametry 1 až 8 a tudíž v korelaci se stupněm posturální stability (parametr 8).

Byl použit model lineární regrese, která prokázala na vysoké hladině statistické signifikance závislost vzniku bolesti na nezávislých proměnných a to na parametrech 1 a 7.

	Coeficient	StdErr - rozptyl regresních parametrů	TStat – hodnoty t-statistiky pro koeficienty par 1 a par 7	PVal – hladina signifikance
Intercept	3,9489	1,3738	2,8744	0,0059728
Parametr 1	-2,6029	0,96235	-2,7047	0,0093745
Parametr 7	0,01024	0,004618	2,2174	0,031267

Tabulka 16: Výpočet regresního koeficientu pro korelaci bolesti v závislosti na parametru 1 a na parametru 7

Hypotéza 3 tím byla potvrzena na hladině signifikance 0,05 – viz tabulka 16.

Je tedy prokázáno s hladinou signifikance 0,05, že platí hypotéza H₃.

Platí: H₃ :

Posturálně nestabilní osoby trpí více bolestmi zad závislými na zvýšených nárocích na posturální stabilizaci monotonně zaujímaných poloh těla než osoby klinicky posturálně stabilní vystavené stejným posturálním nárokům.

7.4 Dokumentace dobré vnitřní validity a reliability vyšetření pSOG na příkladu indukované přechodné posturální instability u jinak velmi dobře stabilního jedince

Vyšetření pSOG se ukazuje jako velmi reliabilní, protože i u probanda, který má jinak velmi dobrou posturální stabilizaci, je mnoho let zcela bez bolestí v hybném systému, byly v indukované extrémní situaci naměřeny téměř shodné patologické hodnoty v opakovaných vyšetřeních. Tyto hodnoty dokumentovaly vzniklou instabilitu, která byla záměrně navozena

klinickým experimentem a vyvracují možnou námitku adaptace na cvičení na ploše Posturomed, která by mohla vést k falešně dobrým výsledkům u probanda, který má dlouholeté zkušenosti s opakovaným cvičením na ploše Posturomed.

Navodila se následující situace. Proband byl nezvyklým sportem záměrně unaven (po dvouhodinovém běhu na běžkách špatnou neumělou technikou se záměrně navodila tzv. svalovice – t.j. bolesti v oblasti adduktorů nikoliv bezprostředně po výkonu, ale s maximem za 2 dny po výkonu. Cílem vyšetření pSOG bylo zjistit, zda dobře zaučený proband, který má dlouholeté zkušenosti s cvičením na Posturomedu, vlivem dlouhodobé adaptace na plochu Posturomed spíše neprojeví při vyšetření žádnou patologii.

Opak byl pravdou. Ve vyšetřeních ukazoval trénovaný proband opakovaně nevyrovnanou stabilizační aktivitu, ačkoliv byl již dobře odpočinutý. Svalovou dysbalanci přesto nemohl zastřít a jeho výsledky si dovoluji prezentovat, protože dobře dokumentují validitu a reliabilitu pSOG.

Vyberte Data VOR Therapie		Vor-Nach Analyza			Vyberte Data NACH Therapie	
Rasev_Muskelkater		Analyze			Data: Rasev_Muskelkater__nach_Essen	
Parametry	Hodnota parametru	Zlepseni/Zhorseni [%]		Hodnota parametru:		
prum koeficient utlumu b:	0.463555	12.7835		0.661752	prum koeficient utlumu b:	
prum. koefecient utlumene energie Q:	8.21051	0.838602		7.96042	prum. koefecient utlumene energie Q:	
prum procento ustalen k max amplitude:	22.1996	-0.653585		22.8532	prum procento ustalen k max amplitude:	
prum. ampl. parametr kratkodobe stabilizace	2	0		2	prum. ampl. parametr kratkodobe stabilizace	
prum. pocet ustaleni pod prvni hranici 10%	11	-16.7656		6	prum. pocet ustaleni pod prvni hranici 10%	
prum. pocet ustaleni nad prvni hranici 15%:	5	0		5	prum. pocet ustaleni nad prvni hranici 15%:	
prum. diference vuci idealni obalce:	44.2486	-15.6496		48.9157	prum. diference vuci idealni obalce:	

Obr. 37: Vyšetření probanda s výraznou svalovou dysbalancí, téměř identické výsledky před a po jídle

Na obr. 37 jsou vedle sebe srovnána dvě vyšetření dobře trénovaného probanda se zkrácenými adduktory stehien vlivem neobvyklé zátěže, 2 dny po výkonu, s přetrvávající svalovou dysbalancí, jednou před jídlem a jednou po obědě. Je dobře patrné, že parametry krátkodobé stabilizace – koeficient tlumení kmitů a průměrný koeficient utlumené energie se po najedení velmi mírně zlepšily. Průměrná diference vůči ideální obálce se však po najedení velmi lehce zhoršila, stejně jako počet ustálení pod hranicí 10 % se výrazněji snížil. Proband udával, že se

sice cítí při stoji zcela bez bolestí, ale při protahovacím testu má zdatně hypertonní adduktory stehien a na Posturomedu se sice snaží seč může, není celkově unaven, a přesto se mu nedaří ustálit plochu Posturomedu tak, jak je jindy zvyklý.

Data:		Rasev_Muskelkater	
	Hodnota parametru	Klasifikace:	
Parametry			Tridy
prum koeficient utlumu b:	0.463555	3	0 : Nezname 1: Stabilni 2: Mirne nestabilni 3: Silne instabilni
prum. koefecient utlumene energie Q:	8.21051	1	
prum procento ustalen k max amplitude:	22.1996	3	
prum. ampl. parametr kratkodobe stabilizace	2	3	
prum. pocet ustaleni pod prvni hranici 10%	11	1	
prum. pocet ustaleni nad prvni hranici 15%:	5	2	
prum. diference vuci idealni obalce:	44.2486	2	
Pacient byl klasifikovan jako:		mirne nestabilni	

Obr. 38: celková klasifikace prvního vyšetření při tzv. svalovici

Vysledky klasifikace			
Data:		Rasev_Muskelkater__nach_Essen	
	Hodnota parametru	Klasifikace:	
Parametry			Tridy
prum koeficient utlumu b:	0.661752	2	0 : Nezname 1: Stabilni 2: Mirne nestabilni 3: Silne instabilni
prum. koefecient utlumene energie Q:	7.96042	1	
prum procento ustalen k max amplitude:	22.8532	3	
prum. ampl. parametr kratkodobe stabilizace	2	3	
prum. pocet ustaleni pod prvni hranici 10%	6	2	
prum. pocet ustaleni nad prvni hranici 15%:	5	2	
prum. diference vuci idealni obalce:	48.9157	2	
Pacient byl klasifikovan jako:		mirne nestabilni	

Obr. 39: celková klasifikace druhého vyšetření při tzv. svalovici

Za 2 měsíce byl proband vyšetřen znovu. Aby se prokázalo, že v předchozím vyšetření pSOG nehrála roli únava, jel proband před vyšetřením 100 km na silničním kole. Bezprostředně po tomto 100 km tréninku bylo provedeno vyšetření pSOG a proband vykazoval opakovaně téměř ideální chování, jak ukazuje obrázek 40.

Vysledky klasifikace

Data: CG7

Parametry	Hodnota parametru	Klasifikace:
prum koeficient utlumu b:	1.46952	1
prum. koefecient utlumene energie Q:	8.73031	1
prum procento ustalen k max amplitude:	12.2971	1
prum. ampl. parametr kratkodobe stabilizace	1	1
prum. pocet ustaleni pod prvni hranici 10%	14	1
prum. pocet ustaleni nad prvni hranici 15%:	0	1
prum. diference vuci idealni obalce:	27.7936	1

Pacient byl klasifikovan jako: stabilni

Tridy

- 0 : Nezname**
- 1: Stabilni**
- 2: Mirne nestabilni**
- 3: Silne instabilni**

Obr. 40: Vyšetření po 2 měsících, ve zcela normalizovaném stavu, po 100 km na silničním kole, v základní vytrvalosti, aby se prokázala trénovanost a fakt, že v předchozím pokusu indukované tzv. svalovice nehrála roli celková únava

Tento experiment prokazuje, že dobrou znalostí cvičení na Posturomedu nelze zastířit indukovanou přechodnou posturální instabilitu při vyšetření na shodné ploše Posturomed, na které probíhala cvičení, ani u osoby, která má s cvičením dlouholeté zkušenosti a jinak patří výsledky k ideálním. Že tedy po cvičení nenastupuje výraznější adaptace, která by zkreslovala výsledky měření. Jistě adaptace existuje, ale již při mírných dysfunkcích se ukazuje v klinickém obraze zanedbatelnou. Samozřejmě by bylo nutno vyšetřit za zachování uvedených hledisek větší množství osob. Ale klinická pozorování ukazují jednoznačné výsledky.

8. Diskuze:

Ukázalo se, že všichni probandi CG skupiny vykazovaly hodnoty stabilizačních parametrů signifikantně odlišné od hodnot skupiny pacientů PD. Zvláště hodnoty dlouhodobé reakce monitorované parametrem 7 (průměrná diference vůči ideální obálce) byly zřetelně odlišné. U kontrolní skupiny CG nepřekročily nikdy dvoumístné číslo, konkrétně 62,85. U skupiny PD se z 28 pacientů pouze 5 osob dostalo v parametru 7 pod hodnotu 100. Většinou se hodnota parametru 7 u pacientů skupiny PD pohybovala mezi 100 a 360.

Další velké rozdíly hodnot se projeví u parametru 6, který dokumentuje neschopnost se ustálit pod hodnotou 15 % maximální amplitudy. Hodnoty u pacientů skupiny PD byly výrazně vyšší. 14 z 28 pacientů překročilo hodnotu 10, a žádný se zbývajících 14 pacientů se nedostal pod hodnotu 4. Hodnoty parametru 6 se u skupiny CG pohybovaly od 0 do maximálně 2. Tu dosáhl jediný proband, 8 jich dosáhlo hodnoty 1 a zbylí vykazovali hodnotu 0, tedy ideální výsledek, který znamená, že se ustálili vždy, v každém z 10 měření pod 15 % maximální amplitudy.

Parametr 5 charakterizuje schopnost ustálení pod hranicí 10 % z maximální amplitudy, tedy velice dobrou schopnost stabilizace. Až na 2 výjimky se všichni probandi skupiny CG ustálili více než 10x a většinou výrazně častěji než 10x pod hranicí 10 % maximální amplitudy. Pacienti skupiny PD se až na 2 výjimky právě naopak nedostali přes jednomístné číslo.

V hodnotě parametru 4 se též skrývala velká výpovědní hodnota. Jen 5 osob z 28 členné skupiny pacientů PD se dostalo pod hodnotu 2, přičemž optimální hodnota parametru 4 se rovná jedné. Naopak ve skupině probandů CG žádný z nich nepřekročil hodnotu 1,7.

Obdobně to platí i pro parametry 3 a 2. Podrobnější srovnání obsahuje tabulka ve výsledcích. U parametru 1 (koeficient tlumení kmitů) se až na jednu výjimku všichni probandi skupiny CG dostali nad hodnotu 1,09. Z pacientů skupiny PD se nad hodnotu 1,09 dostaly pouze 3 osoby z 28.

Lze si představit, že ustálení pod 10% hodnoty maximální výchylky a oscilace pod touto hodnotou celých 8 sekund by mohly dokumentovat stabilizaci v oblasti neutrální zóny dle Panjabi (1992).

Celkově lze konstatovat, že výsledky u klinicky nápadných titubací u pacientů s posturální dysfunkcí motoriky jsou dobře ověřitelné ve vyšetření pSOG na ploše Posturomed.

9. Závěry

V této práci se podařilo jak klinicky, tak pomocí přístrojového vyšetření diagnostikovat *posturální dysfunkci ve vztahu k původu bolesti v muskuloskeletním systému při změněném řízení stabilizace hybnosti*. Podařilo se objektivizovat *funkční bolesti posturálního původu*.

9.1 Předpokládané využití výsledků práce

Výsledky této práce by měly přispět k novému přístupu k diagnostice bolestí zad a trupu a ke zmenšení počtu neadekvátních způsobů léčby u bolestí posturální etiologie medikamenty, operačními intervencemi apod. u klinických stavů, u kterých tyto léčby spíše poškozují jedince i společnost, i když v *indikovaných* případech zachraňují zdraví i životy.

Výsledky by mohly pomoci ekonomizovat zdravotní péči a uspořit nemocenským pojišťovnám miliony korun denně (v rámci celé České republiky) za zbytečná zobrazovací vyšetření a neadekvátní léčebné postupy u problematiky posturální dysfunkce, zodpovědné za nejčastější bolesti v hybném systému moderního člověka.

Další využití vidím při objektivizaci následků stále čtenějších automobilových nehod vedoucích ke změně centrálních posturálních řídicích programů ve smyslu tzv. whip lash injury, ke kterým dochází neočekávaným nárazem za malých rychlostí, i při sportu, apod., a dále i k objektivizaci léčebných postupů při terapii zmíněných poruch.

9.2 Silná místa studie

Celá studie vychází z poznatků každodenní klinické praxe a představuje úzké spojení výzkumu s klinickou praxí. Nejednalo se tedy o výzkum modelových situací, ale o velmi typické příklady bolesti v hybném systému u pacientů, kteří už za sebou měli ve velké většině

mnohaměsíční „odysseu“ po různých pracovištích, která se též zabývala léčbou bolesti v těle, v naprosté většině případů však zcela opomíjela *posturální funkční patologie* neboli posturální hledisko při diagnostice původu bolesti.

Pacienti nemuseli být vybíráni složitým způsobem, ale tak, jak se bez mého ovlivnění objednávali a dle toho, zda z časových a provozních důvodů bylo právě proměření možné. Dá se říci, že pacienti PD představovali reprezentativní vzorek pacientů se syndromem bolest v hybné soustavě, s výrazným podílem funkční patologie.

I když shoda věku i Body-Mass-Indexu je velká, což je přínosem, nebyl na toto hledisko brán zřetel během studie při výběru pacientů před zařazením do studie. Důvodem byla klinicky pozorovaná mnohaletá skutečnost, že posturální dysfunkce postihuje v populaci všechny hmotnostní kategorie. Velká shoda věku a BMI však kvalitu práce výrazně zlepšila.

9.3. Slabá místa studie

Slabá místa studie se vztahují na novou techniku sběru dat. Startování měření stoje neboli označení skutečného začátku měření stoje se provádělo ručně, což nevyloučilo malé zpoždění, závislé na reakčním času vyšetřovatele. V této studii sice zmíněné zpoždění hrálo zanedbatelnou roli, protože označování bylo prováděno zkušeným pozorným pracovníkem, pro denní práci by však mělo být zautomatizováno. V budoucnosti by se mělo nahradit toto ruční startování kroků automatizovaným procesem, při kterém např. dotykový sensor signalizuje přesný okamžik dotyku nohy na ploše Posturomed a tím odstartuje měření s naprostou přesností.

Další slabinou měření Posturální Somatooscilografie bylo ruční označování dotyků zábradlí rukou pacienta nebo označování dotyků zvednuté nohy plochy Posturomedu při velkém kolísání probanda, před uplynutím 8 sekund. I tento proces by bylo vhodné zautomatizovat, aby se vyloučily chyby vzniklé nepozorností vyšetřovatele a tedy zbytečné zkreslování výsledků lidským faktorem.

Počet probandů CG, který byl v pozadí určení norem, by bylo třeba zvýšit. Není ovšem snadné najít v populaci dostatek osob, které splňují ideálně všechny požadavky kladené na

ideální posturální reakce a které jsou dlouhodobě zcela bez bolesti a bez jakýchkoliv známek přetěžování posturální stabilizace, v dnešní moderní době chronického pracovního stresu.

Posturální dysfunkce mírného stupně nemusí vést za každých okolností k bolesti trupu, při dobré anamnéze však se vždy zjistí staticky podmíněné obtíže, což bylo možno potvrdit i v pSOG. Každoročně mám možnost proměřit pomocí pSOG několik studentů fyzioterapie ve věku kolem 22 let, vždy sportujících alespoň rekreačně, neudávajících při prvním dotazu žádné zdravotní obtíže. Když se však zeptám na dobu psaní diplomové práce, kdy museli dlouhé hodiny sedět, zda se objevovaly bolesti zad, které zcela vymizely při pohybu (*s využitím setrvačnosti hmoty jako pomocným, ale výrazným stabilizačním faktorem*), pak mi převážná většina těchto mladých osob sdělila, že při delším sezení trpí takovými bolestmi zad.

Dotazoval jsem se takto proto, protože jsem hledal ideální probandy pro vytvoření norem. I když bolest nebyla většinu času v popředí klinického obrazu těchto mladých osob, přesto se většina po cílených dotazech přiznala, že má zkušenosti s posturálně podmíněnou bolestí zad.

Po proměření pSOG jsem u těchto osob nacházel některé výrazněji zvýšené hodnoty parametrů, které jsou u posturálně zcela zdravých osob nízké. A i naopak, některé parametry stabilizace, které jsou u posturálně zdravých osob vysoké (např. koeficient útlumu), byly u těchto osob nízké. Takové osoby jsem do vytváření norem nezařadil.

U posturálně klinicky zcela jednoznačně zdravých osob se tyto odchylky směrem do funkční patologie nevyskytovaly. Určením signifikance mírných rozdílů v hodnotách parametrů by se měl v budoucnosti zabývat další výzkum.

Další výzkumná činnost by mohla být zaměřena na standardizované pohyby horními končetinami, které by vedly k přenášení těžiště podobně jako u určitých pracovních činností.

V dalším výzkumu by měly též být zpřesněny normy, zaměřené na určitá onemocnění, k tomu vztažená proměňování před léčbou a po léčbě.

10. Seznam tabulek

Tabulka 1: Tabulky intenzity bolesti udávané pacienty skupiny pd (n = 28) a kontrolními probandy skupiny CG (n = 24) na NAS = numerické analogové stupnici, 0 = zcela bez bolesti, 1 = minimální bolest, 10 = maximální představitelná bolest

Tabulka 2: Přehled antropometrických hodnot 24 zdravých probandů skupiny CG (control group)

Tabulka 3: Antropometrické hodnoty mužů ze skupiny zdravých probandů CG

Tabulka 4: Antropometrické hodnoty žen ze skupiny zdravých probandů CG

Tabulka 5: Přehled antropometrických hodnot 28 pacientů ze skupiny PD s diagnózou posturální dysfunkce

Tabulka 6: Antropometrické hodnoty mužů ze skupiny pacientů s posturální dysfunkcí PD

Tabulka 7: Antropometrické hodnoty žen ze skupiny pacientů s posturální dysfunkcí PD

Tabulka 8: Popisná statistika skupiny CG - hodnoty 8 parametrů posturální stabilizace při proměření metodou posturální somatooscilografie, získané vyhodnocením záznamu z akcelerometru v programu Posturomed Commander. NAS představuje intenzitu bolesti na numericky analogové škále, od 0 (žádná bolest) do 10 (maximální představitelná intenzita bolesti).

Tabulka 9: Tabulka středních hodnot, mediánu, modu a standardní odchylky pro jednotlivé parametry skupiny CG – control groupe

Tabulka 10: Test na normalitu rozložení hodnot všech 8 parametrů skupiny CG

Tabulka 11: Popisná statistika skupiny PD - hodnoty 8 parametrů posturální stabilizace při proměření metodou posturální somatooscilografie, získané vyhodnocením záznamu z akcelerometru v programu Posturomed Commander. NAS představuje intenzitu bolesti na numericky analogové škále od 0 (žádná bolest) do 10 (maximální představitelná intenzita bolesti).

Tabulka 12: Tabulka středních hodnot, mediánu, modu a standardní odchylky pro jednotlivé parametry skupiny PD – postural dysfunction

Tabulka 13: Test na normalitu rozložení hodnot všech 8 parametrů skupiny PD

Tabulka 14: Výsledky Mann-Whitney-U testu pro parametr 8

Tabulka 15: Výsledky Mann-Whitney-U testu pro parametry 1 až 7

Tabulka 16: Výpočet regresního koeficientu pro korelaci bolesti v závislosti na parametru 1 a na parametru 7

11. Seznam grafů

Graf č. 1: histogram rozložení četnosti parametru 1 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 2: histogram rozložení četnosti parametru 2 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 3: histogram rozložení četnosti parametru 3 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 4: histogram rozložení četnosti parametru 4 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 5: histogram rozložení četnosti parametru 5 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 6: histogram rozložení četnosti parametru 6 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 7: histogram rozložení četnosti parametru 7 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 8: histogram rozložení četnosti parametru 8 skupiny CG s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 9: histogram rozložení četnosti parametru 1 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 10: histogram rozložení četnosti parametru 2 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 11: histogram rozložení četnosti parametru 3 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 12: histogram rozložení četnosti parametru 4 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 13: histogram rozložení četnosti parametru 5 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 14: histogram rozložení četnosti parametru 6 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 15: histogram rozložení četnosti parametru 7 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 16: histogram rozložení četnosti parametru 8 skupiny PD s křivkou normálního rozdělení četností

Graf č. 17: Závislost vzniku bolesti na parametrech 1 a 7

12. Seznam obrázků

Obr.1: Vykročení levou dolní končetinou při dobré posturální stabilizaci v oblasti trupu (Rašev, 2010)

Obr.2: Vykročení levou dolní končetinou při špatné posturální stabilizaci v oblasti trupu - (Rašev, 2010)

Obr.3: Stěžeň lodě a táhla, které stabilizují polohu stěžně (Crisco, Panjabi, 1991)

Obr.4: Neutrální zóna, jak ji popsal Panjabi (Panjabi, 1992)

Obr.5: Tři systémy, které zajišťují stabilizaci bederní oblasti (Panjabi, 1992). Jedná se o řízení centrálním nervovým systémem, pasivní kostní skelet s vazy a aktivní svalovou hmotu

Obr.6: Tři vrstvy svaloviny trupu (Rašev, 2005)

Obr.7: Schematické znázornění aktivace kraniálních a distálních svalových snopců vpravo s výsledkem ovlivnění postury – vychýlení obratle ze segmentální polohy v oblasti trupu (Rašev, 2005)

Obr.8: Zjednodušené schema řízení senzomotoriky (Rašev, 1998)

Obr.9: Tři úrovně řízení senzomotoriky se zjednodušenými funkcemi (Brügger, 1977)

Obr.10: Nastavení puncta fixa anticipačně před pohybem dolní končetiny v oblasti pánve dobrou segmentální stabilizací (Rašev, 2009)

Obr.11: Nastavení puncta fixa anticipačně před pohybem dolní končetiny v oblasti pánve špatnou segmentální stabilizací, s přestřelující aktivitou hypertonního m. iliopsoas, který jakoby strhával pánev do výchyly dozadu (Rašev, 2009)

Obr.12: Vychylování pletenců ramenního a kyčelního při kráčení – schématicky zezadu při stoje na pravé noze, levé, pravé, levé a pravé – při klinickém obrazu posturální dysfunkce. V

horní řadě obrázků představuje svislá čára výchylky těžiště těla při vychylování pánve během kráčení, v dolní řadě obrázků představují 2 svislé čáry rovnovážnou polohu pánve a nad ní se asymetricky při jednotlivých krocích vychylují lopatky doprava a doleva (v realitě i do rotace) (Rašev, 2009)

Obr.13: Zpracování nocicepce na 3 úrovních řízení motoriky (Rašev, 2005)

Obr.14: Posturomed (Rašev, 1994)

Obr.15: a) Brzdíčka otevřená = max. instabilita plochy Posturomedu, b) Brzdíčka zavřená (Rašev, 1994)

Obr.16: Správný pohyb dolní končetiny při vykročení, s klidnou pánví a postupným plynulým zvedáním špičky nohy (Rašev, 2009)

Obr.17: Noha zvedána pod hýždí – velká chyba, protože nedojde k žádoucímu přenesení těžiště těla (Rašev, 2009)

Obr.18: Nesprávný souhyb trupu při kráčení – schema pánve a různých odchylek lopatek od střední čáry (těžnice) při jednotlivých krocích (Rašev, 2009)

Obr.19: Chybná poloha nohy nad plochou Posturomedu zřepedu, špička švihové nohy není zvednuta (Rašev, 2009)

Obr. 20: Dostatečné zvednutí nohy u méně mobilních osob (Rašev, 2009)

Obr.21: Cyklus kráčení na místě (Rašev, 2009)

Obr.22 a: Senzor – akcelerometr s kabelem (Rašev, 2009)

Obr.22 b: Senzor – akcelerometr připevněný uprostřed zespona na diagnostické a terapeutické ploše Posturomed (Rašev, 2009)

Obr.23: Měřicí box (Rašev, 2009)

Obr.24: Posturomed a měřící zařízení používané pro tuto práci (Rašev, 2009)

Obr. 25 a): Časový průběh jedné sekvence při vyšetření Posturální Somatooscilografie, se 3 přípravnými tóny *F,A,C* a se 3 tzv. **krokovými tóny F, F, F** určujícími 3 kroky na místě. Malá schemata pánve a dolních končetin ukazují požadovanou techniku kráčení a stoje v čase. U tří kroků je pod číslem 1 proveden první krok, pod číslem 2 druhý a pod číslem 3 třetí krok. (Rašev, 2009)

Obr. 25 b): Celkový časový průběh celého vyšetření pSOG, žlutá fáze představuje dobu měření titubací na jedné dolní končetině, modrá fáze představuje přípravnou fázi, která má připravit feed forward neboli anticipační reakci řízení stabilizace motoriky (Rašev, 2009)

Obr.26: Ideální technika vykročení se stabilně, v klidu drženou pánví (Rašev, 2009)

Obr.27: Vychýlení pánve dozadu při vykročení způsobené funkčním zkrácením flexorů kyčelního kloubu, zvláště m. iliopsoas, projevující se nadměrnou aktivací tohoto svalu, který jakoby strhával pánev do výchyly (Rašev, 209)

Obr.28: Červené tlačítko pro označování neplatných stojů, zelené tlačítko pro označování jednotlivých kroků (Rašev, 2009)

Obr.29: Ukázka záznamu signálu z akcelerometru – postupné utlumení rozkmitání plochy Posturomedu během 8-sekundového stoje

Obr.30: Ukázka vytvoření tzv. obálek, což jsou linie spojující vrcholky amplitud kmitání (Rašev, Melecký, 2008)

Obr.31: Předpokládaný exponenciální pokles amplitudy signálu na základě prvních tří amplitud a patrné rozdíly vůči tomuto průběhu u posturální dysfunkce u probanda PD 22 (Rašev, Melecký, 2008)

Obr.32: Dobrá stabilizace s vysokým koeficientem útlumu u probanda CG 6 - křivka je strmá (Rašev, Melecký, 2008)

Obr.33: Špatná stabilizace s nízkým koeficientem útlumu u probanda PD 22, exponenciála je velmi málo strmá, je výrazně oploštělá (Rašev, Melecký, 2008)

Obr.34: Určení nejmenší amplitudy signálu (Rašev, Melecký, 2008)

Obr.35: Příklad klasifikace silně instabilního pacienta

Obr.36: Příklad klasifikace stabilního probanda

Obr. 37: Vyšetření probanda s výraznou svalovou dysbalancí, téměř identické výsledky před a po jídle

Obr. 38: celková klasifikace prvního vyšetření při tzv. svalovici

Obr. 39: celková klasifikace druhého vyšetření při tzv. svalovici

Obr. 40: Vyšetření po 2 měsících, ve zcela normalizovaném stavu, po 100 km na silničním kole, v základní vytrvalosti, aby se prokázala trénovanost a fakt, že v předchozím pokusu indukované tzv. svalovici nehrála roli celková únava

13. Souhlas etické komise

Práce byla schválena etickou komisí Bavorské lékařské komory ve SRN, protože se jednalo o německé pacienty vyšetřované ve SRN. Schválení etickou komisí je k dispozici u autora, stejně jako informovaný souhlas.

14. Použitá literatura

- ALLUM, J. H. C., BLOEM, B. R., CARPENTER, M. G., HULLIGER, M., HADDERS-ALGRA, M. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait and posture*, 1998, č. 8, s. 214-242. ISSN 0966-6362.
- ANDĚL, J. *Základy matematické statistiky*. 3. vyd. Praha: SNTL/ALFA, 1978. ISBN 978-80-7378-162-0.
- BAAR, H. A. *Schmerzbehandlung in Praxis und Klinik*. 1. vyd. Heidelberg: Springer-Verlag, 1987. ISBN 3-540-16563-0.
- BARRAL, J-P., MERCIER, P. *Lehrbuch der viszeralen Osteopathie*. Band 1. 2. Auflage. München: Urban & Fischer, 2005. ISBN 978-3-437-56371-3.
- BARRAL, J-P. *Lehrbuch der viszeralen Osteopathie*. Band 2. 2. Auflage. München: Urban & Fischer, 2005. ISBN 978-3-437-56451-2.
- BERÁNKOVÁ, D. *Hodnocení posturální zralosti dětí předškolního věku*. Praha, 2009. Diplomová práce na UK FTVS na katedře fyzioterapie. Vedoucí diplomové práce Tereza Nováková.
- BRANDT, T., PAULUS, W., BLES, W., DIETERICH, M., KRAFCZYK, S., STRAUBE, A. *Disorders of Posture and Gait*. 1. vyd. Stuttgart: Gustav Thieme Verlag, 1990. ISBN 9783137560012.
- BREIDERT, M., HOFBAUER, K. Placebo: Missverständnisse und Vorurteile, *Deutsches Ärzteblatt*, 2009, Jg. 106, Heft 46, S. 751–755. ISSN 0012-1207.
- BRÜGGER, A. *Die Erkrankungen des Bewegungsapparates und seines Nervensystems*. 2. vyd. Stuttgart, New York: Gustav Fischer Verlag, 1977. 1179 s. ISBN 3-437-10660-0.
- BRUMAGNE, S., JANSSENS, L., JANSSENS, E., GODDYN, L. Altered postural control in anticipation of the postural instability with recurrent low back pain. *Gait and posture*, 2008, Volume 28, Issue 4, pp. 187 – 199, pp. 657–662. ISSN 0966-6362.
- CLAUSSEN, C.-F. *Das Elektronystagmogramm und die neurootologische Kennliniendiagnostik*. 1. vyd. Hamburg und Neu Isenburg: Edition m + p Dr. Werner Rudat, 1976. ASIN B002JKGCV0.
- CLAUSSEN, C.-F., SAKATA, E., ITOH, A. Vertigo, Nausea, Tinnitus and Hearing Loss in Central and Peripheral Vestibular Diseases. *Excerpta Medica*, April 1995. ISBN 0444821937.
- CLAUSSEN, C.-F. Über die Objektivierung von normale, simuliertem und gestörtem Gleichgewichtsverhalten mittels der Cranio-Corpo-Graphie (CCG). *Verhandl. Deut. Ges. Arbeitsmedizin*, 1975, Nr. 15, 155–164.

- CRISCO, J. J., PANJABI, M. M.: The intersegmental and multisegmental muscles of the spine: a biomechanical model comparing lateral stabilising potential. *Journ. Spine*, 1991, No. 16, 793-799. ISSN 0362-2436.
- ČEMUSOVÁ, J. Rešeršní problematika posturální stability, *referát, Konference – Kineziologie*, 2008, Praha.
- DEBRUNNER, A. M. *Orthopädie*. 2. vyd. Bern: Verlag Hans Huber, 1985. ISBN 3-456-81437-2.
- DEETJEN, P., SPECKMANN, E.-J. *Physiologie*, 3. vyd. München: Urban & Schwarzenberg Verlag, 1992. ISBN 3-541-11751-6.
- DELLA VOLPE, R., POPA, T., GINANNESCHI, F., SPIDALIERI, R., MAZZOCCHIO, R., ROSSI, A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain. *Gait&Posture*, 11/2005. ISSN 0966-6362.
- DETHLEFSEN, U. *Chronischer Schmerz – Therapiekonzepte*. 1.vyd. Wien: Springer-Verlag, 6. – 8.5.1989. ISBN 3-540-50581-4.
- DITTEL, R. *Schmerzphysiotherapie*. 2. vyd. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1992. ISBN 3-437-00638-X.
- DOROTHY, E. V., MARJORIE, K. I., BEVERLY, J. M. *Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation*. 4. vyd. Stuttgart: Gustav Fischer Verlag, 1988. ISBN 3-437-00497-2.
- DVOŘÁK, J., DVOŘÁK, V. *Manuelle Medizin*. 4.vyd. Stuttgart: Thieme Verlag, 1997. ISBN 3-136-24605-5.
- DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie*. 1.vyd. Praha: Alberta, s.r.o., 1994. ISBN 80-85792-08-7.
- FARFAN, H. F. Muscular mechanism of the lumbar spine and the position of power and efficiency. *Orthopedic Clinics of North America*, 1975, No. 6, pp.135-145. ISSN 0030-5898.
- FRISCH, H.: *Programmierte Untersuchung des Bewegungsapparates*. 8. vyd. Berlin. ISBN 3-540-41049-X.
- Heidelberg New York: Springer-Verlag, 1983. ISBN 3-540-41049-X.
- GAGEY, P.-M. *Entrées du système postural fin*. 1. vyd. Paris: Masson, 1995. ISBN 2-225-85023-2.
- GANZ, P., WINTERFELD, S. *Evaluation der posturalen Therapie nach Dr. Rašev bei chronischen unspezifischen Rückenschmerzen*. Bachelorarbeit, Hogeschool van Arnhem en Nijmegen, vorgelegt am 18.06.09.
- GROSSMANN, A., BLOCK, R. *Stemmführung nach R. Brunkow*. 2. vyd. Stuttgart: Enke Verlag, 1989. ISBN 3-432-89865-7.

- Haid, T., Hofferberth, A., Hortmann, J. *Schwindel und Gleichgewichtsstörungen*. Berlin: Ullstein Mosby Verlag, 1997. ISBN 3861261499.
- HAMILTON, CH. Segmentale Stabilisation der LWS. *Krankengymnastik*, 1997, roč. 49, č. 4, s. 614-622. ISSN 0023-4494.
- HODGES, P.W., RICHARDSON, C.A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Journ. Spine*, 1996, č. 21, s. 2640–2650. ISSN 0362-2436.
- HORAK, F.B., NASHNER, L.M., DIENER, H.C. Postural Strategies Associated with Somatosensory and Vestibular Loss. *Journ. Exp Brain*, 1990, Res. 82, s. 167-177. ISSN 1432-1106.
- JANDA, V., KRAUS, K. *Neurologie pro rehabilitační pracovníky*. Praha: Avicenum, 1975. ISBN 08-027-75.
- JANDA, V. *Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik*. 4.vyd. Berlin: Ullstein Mosby, 2009. ISBN 3-437-46432-9.
- JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, Brno, tirážní znak 57-855-84, 1984.
- JUNGHANS, H. *Das Bewegungssegment der Wirbelsäule und seine praktische Bedeutung*. 1. vyd. Stuttgart: Hippokrates, 1954.
- KAFKOVÁ, H. Pusher syndrom. Neurofyziologický podklad, symptomy, terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, roč. 11, č.3, s. 137-142. ISSN 0031-5125.
- KAISSER, P. J., HÖFFLING, S. *Münchener Manual zur orthopädischen Rückenschule*. Heidelberg: Springer-Verlag, Mai 1990. ASIN B0026JGFCK.
- KAPANDJI, I. A. *Funktionelle Anatomie der Gelenke*. Band 1 Obere Extremität. Stuttgart: Enke-Verlag, 1984. ISBN 3-432-94231-1.
- KAPANDJI, I. A. *Funktionelle Anatomie der Gelenke*. Band 2 Untere Extremität. Stuttgart: Enke-Verlag, 1985. ISBN 3-432-94641-4.
- KAPANDJI, I. A. *Funktionelle Anatomie der Gelenke*. Band 3 Rumpf und Wirbelsäule. Stuttgart: Enke-Verlag, 1985. ISBN 3-432-94651-1.
- KARNATH, H.O., FERBER, S., DICHGANS, J. The origin of contraversive pushing: Evidence for second graviceptive system in humans. *Neurology*, 2000, 9, s. 1298-1304. ISSN 0028-3878.
- KERSCHAN-SCHINDL, K., EBENBICHLER, G. Sicher bewegen im Alter: Optimierung der sensomotorischen Fähigkeiten zur Sturzprävention. *Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2009, č. 2; s. 107-113. ISSN 1973-9087.

- KLINKE, R., SILBERNAGEL, S. *Lehrbuch der Physiologie*. Stuttgart New York: Thieme Verlag, 1994. ISBN 3-137-96001-0.
- KLOUČEK, V. Využití stabilografické plošiny k rehabilitaci a kontrole vadného držení těla, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2000, roč. 7, č. 2, s. 62-65. ISSN 1211-2658.
- KOHEN RAZ, R., HIMMELFARB, M., TZUR, S., KOHEN-RAZ, A., SHUB, Y. An Initial Evaluation Of Work Fatigue And Circadian Changes By Multiplate Posturography. *Z. Perceptual and Motor Skills*, 1996, Nr. 82, s. 547-557. ISSN 0031-5125.
- KOHEN RAZ, R. Application of tetra-ataxiometric posturography in clinical and developmental diagnosis. *Z. Perceptual and Motor Skills*, 1991, Nr. 48, s. 635-656. ISSN 0031-5125.
- KOLÁŘ, P. Operační léčba u pacientů s dětskou mozkovou obrnou (DMO) a jejich motorický vývoj. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 165–168. ISSN 1211-2658.
- KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*, 1. vyd. Praha: Galén 2010, ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘ, P.: Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1998, roč. 5, č.4, s. 142–147. ISSN 1211-2658.
- KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č.4, s. 152–164. ISSN 1211-2658.
- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, roč. 13, č. 4, s. 155-170. ISSN 1211-2658.
- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2007, roč. 14, č. 1, s. 3–17. ISSN 1211-2658.
- KRAUS, J. *Dětská mozková obrna*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing a.s., 2005. ISBN 80-247-1018-8.
- KŘÍŽENECKÁ, M. *Pohyb plošiny posturomedu*. Praha, 2007. 69 s. Diplomová práce na UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Eugen Rašev.
- LÁNIK, V. *Kineziologia*. Martin: Vydavatelstvo Osveta, 1990. ISBN 80-217-0136-6.
- LASER, T. *Bandscheibenleiden*. 3. vyd. Germering: W. Zuckschwerdt Verlag, 1994. ISBN 13: 9783886035182.
- LEDERMAN, E. Mýty o stabilizačním systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2008, roč. 15, č. 2, s. 63-73. ISSN 1211-2658.
- LEWIT, K. Chodidlo – významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2008, roč. 15, č. 3, s. 99-104. ISSN 1211-2658.

- LEWIT, K. Rehabilitace u bolestivých poruch pohybové soustavy, část II. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, roč. 8, č. 4, s. 139-151. ISSN 1211-2658.
- LEWIT, K. Stabilizační systém bederní páteře a pánevní dno. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1999, roč. 6, č. 2, s. 46-48. ISSN 1211-2658.
- LEWIT, K. *Ústní sdělení*. Praha: UK FTVS, 1994.
- MELECKÝ, R. *Diagnostika posturálních poruch*. Praha, 2008. Diplomová práce na fakultě elektrotechnické, katedra kybernetiky UK ČVUT Praha, vedoucí diplomové práce Daniel Novák.
- NASHNER, L. M., SHUPERT, C. L., HORAK, F. B. Head-trunk movement coordination in the standing posture. *Progress in brain research*, 1988, Volume 76, pp. 243-251. ISSN 0079-6123.
- NEUŽILOVÁ, L. *Efekt stimulace mechanoreceptorů chodidla na stabilitu stoje*. Praha, 1999. Diplomová práce na UK FTVS. Vedoucí diplomové práce František Véle.
- ORTH, H. *Das Kind in der Vojta-Therapie*. 1. Auflage München: Elsevier Urban & Fischer, 2005. ISBN 3-437-46940-1.
- PANJABI, M., ABUMI, K., DURANCEAU, J., OXLAND, T. Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model. *Journ. Spine*, 1989, č. 14, s. 194-200. ISSN 0362-2436.
- PANJABI, M. The stabilizing System of the Spine, Part II, Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 1992, č. 5, s. 390-397. ISSN 0895-0385.
- PAVLŮ, D., VÉLE, F., HAVLÍČKOVÁ, L. Elektromyografická a kineziologická analýza Vojtova terapeutického principu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2000, roč. 7, č. 2, s. 74-77. ISSN 1211-2658.
- PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I*. 1. Vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2002. ISBN 80-7204-266-1.
- PYYKKÖ, I., ENBOM, H., MAGNUSSON, M., SCHALEN, L. Effect of Proprioceptor Stimulation on Postural Stability in Patients with Peripheral or Central Vestibular Lesions. *Journ. Acta Otolaryngol Stockh*, 1991, Nr. 11, S. 27-35. ISSN 0001-6489.
- QUANTE, M., HILLE, E. Propriozeption: Eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. *Z Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 1999, Nr. 10, S. 306-310. ISSN 0344-5925.
- RAŠEV, E. Was ist Koordination, *Die Säule*, 1999, roč. 9, č. 4, s. 6-14. ISBN 1432-6043.
- RAŠEV, E. *Škola zad*, Praha: Direkta, 1992. ISBN 80-900272-6-1.

- Rašev, E. Propriozeptive posturale Therapie der axialen posturalen Instabilität auf POSTUROMED Teil 1. *KG Intern*, 1997, roč. 15, č. 6, s. 21-26. ISSN 0934-9421.
- RAŠEV, E. Propriozeptive posturale Therapie der axialen posturalen Instabilität auf POSTUROMED Teil 2. *KG Intern*, 1999, roč. 17, č. 2, s. 28-32. ISSN 0934-9421.
- RAŠEV, E. Propriozeptive posturale Therapie der axialen posturalen Instabilität auf POSTUROMED Teil 3. *KG Intern*, 1999, roč. 17, č. 3, s. 29-33. ISSN 0934-9421.
- RAŠEV, E., SLÁDEK, B. Objektivierung der segmentalen Instabilität in der Rehabilitation, Deutsche Gesellschaft für Physikalische Medizin und Rehabilitation, 103. Kongress, PhysRehabKurMed 8 139–166, Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag, 1998. ISSN 0940-6689.
- RAŠEV, E. Koordinačné cvičenie v liečbe segmentálnej instability chrbtice a váhonosných klbov ako proprioceptívna posturálna terapia na Posturomede podľa Dr. Raševa. *Rehabilitácia*, 1999, roč. 32, č. 4, s. 14–25. ISSN 0375-0922.
- RAŠEV, E. Neurophysiologie des Sitzens, 3.9.1996, Vortrag, Kongress für Ergonomie, Nürnberg.
- RAŠEV, E. *Posturomed, Therapieanleitung für die posturale Therapie nach Dr. Rašev*. 2005, Schweinfurt, Pullenreuth. ---to je manuskript ke kurzu, nevím, zda je to takhle dobře---
- RAŠEV, E. Propriozeptive posturale Therapie. *Gesundheitssport und Sporttherapie*. 1995, roč. 11, č. 6, s. 15-16. ISSN 0939-0626
- RAŠEV, E. Propriozeptive posturale Therapie bei Koordinationsstörungen auf dem Therapiegerät POSTUROMED. *Gesundheitssport und Sporttherapie*. 1997, roč. 13, č. 6, s. 164-168. ISSN 1613-0863.
- RAŠEV, E. *Entlastung der Wirbelsäule im Berufsalltag auf schwingenden dynamischen Böden und dynamische Sitzflächen*. Wirbelsäulenkongress, Leipzig, 1995.
- RAŠEV, E., VÉLE, F., VÝLETOVÁ, S. Polyelectromyographic study of postural muscles working on a dynamic platform. In Czech Medical Association (ed.), *1st Conference of the Czech Neuroscience Society*. Ed. Committee of the Czech Neuroscience Society, Prague: CLS, 1994.
- RUTTE, R., STURM, S.: *Atemtherapie*. 1. vyd. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2003. ISBN 3-540-44022-4.
- REINECKER, H. *Lehrbuch der Verhaltenstherapie*. 1.vyd. Heidelberg: Springer Verlag, 2009. ISBN 978-3-540-79542-1.
- REINHARDT, B. *Die große Rückenschule*. 2. vyd. Balingen: Perimed-spitta-Verlag, 1991. ISBN 3-88429-381-8.

- RIEDER, H., EICHLER, J., KALINKE, H. *Rückenschule interdisziplinär*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1993. ISBN 3-131-09701-9.
- RICHARDSON, C., HODGES, P., HIDES, J. *Segmentale Stabilization im LWS- und Beckenbereich. Therapeutische Übungen zur Behandlung von Low Back Pain*. 1. vyd. München: Elsevier, 2009. ISBN 978-3-437-48495-7.
- ROELEVELD, K., STEGEMAN, D.F., VINGERHOETS, H.M., VAN OOSTEROM, A. Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta Physiologica Scandinavica*, 1997, Vol. 160, Issue 2, pp. 175-183. ISSN 1748-1716.
- RÖHRING, B., DU PREL, J. B., WACHTLIN, D., KWIECIEN, R., BLETTNER, M. Fallzahlplanung in klinischen Studien. *Deutsches Ärzteblatt*, 2010, roč. 107 , č. 31-32, s. 552–555. ISSN 0012-1207.
- SACHSE, J., SCHILDT-RUDLOFF, K. *Manuelle Untersuchung und Mobilisationsbehandlung der Wirbelsäule*. 5. vyd. München: Elsevier, 1992. 268 s. ISBN 978-3437469916.
- SARNOW, J., MISSLER, W. *Physikalische Therapie in der Orthopädie*. 1. vyd. Köln: Echo-Verlag, 1990. 149 s. ISBN 3-926518-26-X.
- SCHIFFTER, R. *Diagnose und Therapie bei Morbus Parkinson*. 1. vyd. Frankfurt am Main: Merz & Co., 1993. ISBN 3-927187-03-8.
- SCHMIDT, K. L., DREXEL, H., JOCHHEIM, K. A. *Lehrbuch der Physikalischen Medizin und Rehabilitation*. 6. vyd. Jena: Gustav Fischer Verlag, 1995. ISBN 3-437-00797-1.
- SCHMIDT, R. F., SCHAIBLE, H. G. *Neuro- und Sinnesphysiologie*. 5. vyd. Berlin: Springer, 1993. 530 s. ISBN 3-540-25700-4.
- SCHOLLE, H. CH., STRUPPLER, A., FREUND, H.-J., HEFTER, H., SCHUMANN, N. P. *Motodiagnostik, Mototherapie II*. Kongressabstracts. Ed. H.CH. Scholle. Jena: Universitätsverlag, 1990. ISBN 3-860-07101-7
- SHUMWAY-COOK, A., WOLLACOOT, M.H. *Motor control, theory and practical applications*. 2.ed., Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins, 2000. ISBN 0-683-30643-X.
- SIMONS, D.G., TRAVELL, J.G. *Myofascial Pain and Dysfunction, The Trigger Point Manual, Upper Half of Body*. 2. vyd. Baltimore Philadelphia: Williams & Wilkins, 1999. ISBN 0-683-08363-5.
- SÖLVEBORN, S. A. *Stretching*. 1. vyd. München: Mosaik Verlag, 1997, 127 s. ISBN 3-576-10739-8.
- STOLL, W. *Schwindel und schwindelbegleitende Symptome*. 1. vyd. Heidelberg New York: Springer-Verlag, 1994. 137 s. ISBN 978-3-211-82589-1.

- SUCHOMEL, T. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, roč. 13, č. 3, s. 112–124. ISSN 0031-5125.
- TITTEL, K. *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. 14. vyd. München: Elsevier, 2003. 448 s. ISBN 978-3437461514.
- TOIA DE, M., STEINAU, M. *Sitzen wir uns kaputt?* 2. vyd. Frechen: DEHAG Verlag, 1991. 84 s. ISBN 3-9802749-0-X.
- TOŠNEROVÁ, V., HVĚZDOVÁ, J., MILÁČEK, Z. Výsledky vyšetření na stabilografické plošině na Rehabilitační klinice FN v Hradci Králové. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, roč. 11, č. 3, s. 118–121. ISSN 0031-5125.
- TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G. *Myofascial Pain and Dysfunction*. 1. vyd. Lippincott: Williams & Wilkins, 1992. 628 s. ISBN 978-0683083675.
- TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J. *Centrální mechanizmy řízení motoriky*. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1991. 225 s. ISBN 80-201-0054-7.
- TŮMOVÁ, J. *Ověření vlivu pohybového programu na zlepšení stability u starších osob pomocí posturografie*. Praha, 2003. Disertační práce v oboru Kinantropologie na UK FTVS.
- VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnost řídit polohu těžiště, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, roč. 6, č. 3, 1999, s. 84–85. ISSN 0031-5125.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita I. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, roč. 9, č. 4, 2002, s. 115–121. ISSN 0031-5125.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita II. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, roč. 9, č. 4, 2002, s. 122–129. ISSN 0031-5125.
- VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. Posturální model zřetězení poruch funkce hybného systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 1, 2001, roč. 8, č. 1, s. 33–37. ISSN 0031-5125.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.
- VÉLE, F. Přednášky z neurofyziologie. UK v Praze, FTVS 2000 – 2003.
- VÉLE, F., ČUMPELÍK, J., PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, roč. 8, č. 3, s. 103-105. ISSN 0031-5125.
- VOJTA, V., PETERS, A. *Das Vojta-Prinzip*. 3. vyd. Heidelberg New York: Springer-Verlag, 2007. 169 s. ISBN 978-3-540-46509-6.
- VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. 1. vyd. Praha: Grada, 1993. ISBN 80-85424-98-3.

- WAPPELHORST, U., KITTELMANN, A., RÖBBELEN, C. *Lehr- und Arbeitsbuch Funktionelle Anatomie*. 1. vyd. München: Elsevier, 2005. 352 s. ISBN 3-437-48030-8.
- WILKE, C., FROBÖSE, I. *Training in der Therapie: Grundlagen und Praxis*. 3. vyd. München: Elsevier, 2009. 416 s. ISBN 978-3-437-47561-0.
- WINTER, D.A. *A.B.C. (Anatomy, Biomechanics an Control) of Balance During Standing and Walking*. 1. vyd. Ontario, Canada: University of Waterloo, 1995. ISBN 0-9699420-0-1.
- WOLFF, HD. *Neurophysiologische Aspekte des Bewegungssystems*. 3. vyd. Berlin Heidelberg New York: Springer-Verlag, 1996. ISBN 3-540-51500-3.
- ZENS, M., JURA, I. *Lehrbuch der Schmerztherapie*. 3. vyd. Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft, 1993. 580 s. ISBN 380471238X.
- ZERNIKOW, B., HECHLER, T. Schmerztherapie bei Kindern und Jugendlichen, *Deutsches Ärzteblatt*, 2008, roč. 105, č. 28-29, s. 511–522. ISSN 0934-9421.
- ZICHNER, L., ENGELHARDT, M., FREIWALD, J. *Die Muskulatur. Sensibles, intergratives und messbares Organ (Rheumatologie Orthopädie)*. vyd. Nürnberg: Ciba-Geigy Verlag, 1994. ISBN 3-929-12610-9.
- ZICHNER, L., ENGELHARDT, M. FREIWALD, J. *Neuromuskuläre Dysbalancen*. 3.vyd. Nürnberg: Novatis Pharma Verlag, 1997. ISBN 3-929-12640-0.
- ZILLES, K.,REHKÄMPER, G. *Funktionelle Neuroanatomie*. 1.vyd. Berlin : Springer-Verlag, 1993. ISBN 3-540-54690-1.
- ZINKE-WOLTER, P. *Spüren – Bewegen – Lernen: Handbuch der mehrdimensionalen Förderung bei kindlichen Entwicklungsstörungen*. 3. vyd. Dortmund: Borgmann Publishing, 1994. 278 s. ISBN 3-86145-025-9.