

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DISERTAČNÍ PRÁCE

JIŘÍ ČUMPELÍK, 2006



Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu



ZKOUMÁNÍ VZTAHU MEZI DRŽENÍM TĚLA A DECHOVÝMI POHYBY

DISERTAČNÍ PRÁCE

Vedoucí disertační práce: **PhDr. Doc. PAVEL STRNAD, CSc.**

Zpracoval: **JIŘÍ ČUMPELÍK**

Prosinec 2006

ABSTRAKT

NÁZEV PRÁCE:

ZKOUMÁNÍ VZTAHU MEZI DRŽENÍM TĚLA A DECHOVÝMI POHYBY

CÍLE PRÁCE:

Cíl práce je vyjádřen názvem práce. Je snahou o objektivní hledání vztahu mezi držení těla a dechovými pohyby. Představuje výzkum, který má zjistit, zda změna držení těla se projeví i změnou dýchání a následně zda je možné z analýzy dechových pohybů zjišťovat poruchy držení těla.

METODA:

Metodu výzkumné práce jsme rozdělili do pěti oddílů. V každém z oddílů zkoumáme vztah mezi držení těla a dýcháním z jiného pohledu. Proto se v práci zabýváme metodou magnetické rezonance, klinickými testy, fotogrammetrií, rozložením hmotnosti těla na klenbu nožní a cvičeními v kontextu hledaných vztahů mezi držení těla a způsobem či typem dýchání.

VÝSLEDKY:

K nejdůležitějším výsledkům patří:

- Studie magnetickou rezonancí, neboť jsme s její pomocí prokázali, že postavení jednotlivých částí těla vůči sobě navzájem má vliv na postavení bránice a její dechové pohyby.
- Na základě párového t-testu můžeme hypotézu o rovnosti středních hodnot zamítnout ve prospěch alternativy, že střední hodnota před cvičením je menší než střední hodnota po cvičení, dokonce na 1 % hladině významnosti. Je tedy možné usuzovat, že cvičení lze hodnotit klinickými testy a současně, že klinické testy hodnotí námi určené součásti posturální funkce.
- Pomocí Spearmanova korigovaného koeficientu pořadové korelace jsme zjistili závislost mezi typem dýchání a celkovým výsledkem klinických testů pokusných osob.
- Potvrdil se předpoklad, že nerovnoměrné zatížení nožní klenby změní typ dýchání

Klíčová slova: držení těla, stabilizace, bránice, svalová souhra, fotogrammetrie, magnetická rezonance, dechová cvičení.

ABSTRACT

TITLE OF WORK:

RESEARCH INTO THE RELATION BETWEEN BODY POSTURE
AND BREATHING EXERCISES

WORK AIMS:

The aim of the work is expressed in its title. There is an attempt and an objective search to the relationship between body posture and breathing exercises. It is research which is to discover whether the change in body posture is also shown by a change in breathing and subsequently if it is possible to discover defects in body posture from an analysis of breathing exercises.

METHOD:

We divided the method of research work into five parts. In each of the parts we examine the relation between body posture and breathing from a different point of view. Hence, we are engaged in work using the method of magnetic resonance, clinical tests, photogrammetry, distribution of body mass on the foot arch and exercises in the context of searching for relations between body posture and the method or type of breathing.

RESULTS:

The most important results are:

- Study using magnetic resonance, because with its help we have established that the position of individual parts of the body with regard to each other has a mutual effect on the position of the diaphragm and its breathing exercises.
- On the basis of a pairing test we can reject the hypothesis about the equality of mean values in favour of the alternative that the mean value before exercising is smaller than the mean value after exercising, even to 1% of the level of importance. So it can be judged that exercising can be assessed by clinical tests and simultaneously clinical tests assess that part of the postural function determined by us.
- The revised Spearman correlation coefficient for the BAP index and the overall result of the clinical tests is 0.6332, which is a value higher than the critical value. So we reject on a level of 5% the hypothesis on the independence of the BAP index and the results of the clinical tests.
- Confirmed the assumption that a type of breathing will alter the unequal load on the foot arches

Key words: body posture, stabilisation, diaphragm, muscle coordination, photogrammetry, magnetic resonance, breathing exercises.

Touto cestou bych chtěl poděkovat za odborné vedení práce svému školiteli, za významné rady svým učitelům a za konkrétní pomoc svým kolegům a přátelům. Jejich výčet by byl dlouhý a možná neúplný, a proto se omlouvám, že jej neuvádím.

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně a použil jsem pouze literaturu uvedenou v seznamu bibliografické citace.

JIRÍ ČUMPELÍK

Svoluji k zapůjčení své disertační práce ke studijním účelům.

Prosím, aby byla vedena přesná evidence vypůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury řádně citovat.

Jméno a příjmení:	Číslo obč. průkazu:	Datum vypůjčení:	Poznámka:
-------------------	---------------------	------------------	-----------

OBSAH

1.	ÚVOD	9
2.	PŘEHLED DOSAVADNÍCH POZNATKŮ	
	A TEORETICKÁ VÝCHODISKA	11
2.1	ZÁKLADNÍ PROBLEMATIKA	11
2.2	TEORETICKÉ PŘEDPOKLADY A ZAMĚŘENÍ STUDIE	12
2.3	NÁVRH ŘEŠENÍ PROBLÉMU VYCHÁZEJÍCÍ Z UVEDENÝCH VÝCHODISEK	13
2.4	PŘEHLED LITERATURY	14
	Dýchání	14
	Páteční stabilita	15
	Stabilizace držení těla a funkce svalů	16
	Páteční segment a kontrola střihových sil	17
	Anticipace držení těla, „Feed forward“	18
	Zpětnovazební kontrola držení těla „feedback“	18
	Vývojová kineziologie	19
	Vývojové aspekty držení těla	19
3.	CÍLE PRÁCE	21
3.1	ÚKOLY	21
3.2	VÝZKUMNÉ OTÁZKY	21
3.3	HYPOTÉZY	22
4.	METODIKA VÝZKUMU	23
4.1	PLÁN VÝZKUMU	23
4.2	VÝZKUMNÉ METODY	23
5.	STUDIE MAGNETICKÉ REZONANCE BRÁNICE	25
5.1	ÚVOD	25
5.2	CÍL STUDIE	25
5.3	VÝCHOZÍ PŘEDPOKLAD	25
5.4	METODA VÝZKUMU	26
5.4.1	ZÁKLADNÍ CHARAKTERISTIKA MAGNETICKÉ REZONANCE	26
5.4.2	POPIS MĚŘENÍ	27
5.4.3	ANALÝZA DAT	28
5.5	VÝSLEDKY	28
5.6	DISKUSE NAD VÝSLEDKY	34
5.7	ZÁVĚR	34
6.	CVIČENÍ	36
6.1	ÚVOD	36
6.2	ZÁKLADNÍ PRINCIPY CVIČENÍ	38
6.2.1	VÝCHOZÍ POLOHA	38
6.2.2	ZAPOJENÍ POHYBU HORNÍCH A DOLNÍCH KONČETIN	39
6.2.3	ZAPOJENÍ DÝCHÁNÍ	40
6.3	HODNOCENÍ VÝCHOZÍ POLOHY CVIČENCE	41
6.4	POLOHY PRO CVIČENÍ	41
6.4.1	ROZBOR VÝCHOZÍ POLOHY V LEHU	41
6.5	POPIS CVIČENÍ	45
	1. Aktivace nožní klenby	45
	2. Leh	46
	3. Leh na břicho	47
	4. Leh na břicho roznožný pokrčmo, bérce na podložce	48
	5. Sed skrčmo	49
	6. Předklon pokrčmo	50
	Poznámka na závěr	51

7.	KLINICKÉ TESTY	52
7.1	PŘEHLED TESTŮ	52
7.2	HODNOCENÍ TESTŮ	52
7.3	POPIS TESTŮ	52
	1. Test stabilizace pletence ramenního	52
	2. Test pro stabilizaci trupu	54
	3. Test pro laterální stabilizaci	56
	4. Test pro hodnocení zaosení nohy a kolen	58
	5. Test hodnocení dechových pohybů	59
7.4	POUŽITÍ KLINICKÝCH TESTŮ	61
7.5	PRŮBĚH HODNOCENÍ TESTŮ	61
7.6	ANALÝZA VLIVU CVIČENÍ NA VÝSLEDKY KLINICKÝCH TESTŮ	63
7.7	SOUHRN	65
8.	STUDIE FOTOGRAMMETRICKÉHO MĚŘENÍ DECHOVÝCH POHYBŮ	66
8.1	ÚVOD	66
8.1.1	ZÁKLADNÍ CHARAKTERISTIKA FOTOGRAMMETRIE	66
8.1.2	SOUVISEJÍCÍ PRÁCE	66
8.2	CÍL STUDIE	67
8.2.1	HYPOTÉZA	67
8.3	METODIKA VÝZKUMU	67
8.3.1	PLÁN EXPERIMENTU	67
8.3.2	PŘÍZPŮSOBNÍ A NASTAVENÍ FOTOGRAMMETRICKÉHO SYSTÉMU	67
8.3.3	PROTOKOL MĚŘENÍ	68
8.3.4	PANDY	70
8.3.5	ANATOMICKÉ ROZMÍSTĚNÍ MĚŘICÍCH BODŮ	72
8.3.6	PRIMÁRNÍ MĚŘENÍ	73
8.3.7	PŘEHLED NORMALIZAČNÍCH KROKŮ PRO PRIMÁRNÍ MĚŘENÍ	73
8.4	PROTOTYPY DÝCHÁNÍ - ETALONY	76
8.4.1	NALEZENÍ BAP INDEXU	77
8.5	VÝSLEDKY	78
8.5.1	VÝSLEDKY MĚŘENÍ ETALONŮ DECHOVÝCH POHYBŮ	78
8.5.2	VÝSLEDKY REDUKCE DIMENZE ETALONŮ A JEJICH ROZDĚLENÍ DO TŘÍD	80
8.5.3	VÝSLEDKY BAP INDEXU PRAVDĚPODOBNÉ PŘÍSLUŠNOSTI K ETALONŮM	81
8.5.4	VÝSLEDKY KORELAČNÍ ANALÝZY FOTOGRAM. MĚŘENÍ A KLINICKÝCH TESTŮ	95
8.5.5	SOUHRN	96
8.5.6	ZHODNOCENÍ MĚŘENÍ	97
9.	STUDIE VZTAHU MEZI ROZLOŽENÍM VÁHY TĚLA NA NOŽNÍ KLENBU A DÝCHÁNÍM	99
9.1	ÚVOD	99
9.2	CÍL STUDIE	99
9.2.1	VÝZKUMNÍ OTÁZKA	99
9.2.2	HYPOTÉZA	99
9.3	METODA VÝZKUMU	99
9.3.1	POPIS POLOH PŘI MĚŘENÍ	100
	První měření	100
	Druhé měření	100
9.4	VÝSLEDKY NAMĚŘENÝCH DAT	100
9.4.1	SHRNUTÍ VÝSLEDKŮ STUDIE	103
9.5	DISKUSE ZÁVĚR	103
10.	CELKOVÝ SOUHRN STUDIÍ	104
11.	DISKUSE	106
12.	ZÁVĚR	113
13.	LITERATURA	115

1. ÚVOD

Tato studie se snaží přispět k řešení problému narůstajícího výskytu různých bolestivých syndromů páteře, které se v klinické praxi běžně označují jako funkční vertebrogenní poruchy.

Bolesti páteře provázejí člověka vzhledem k nestabilitě vertikální polohy trupu poměrně často a jejich vznik se spojuje nejčastěji s pracovním přetížením. Zpravidla se léčí klidem a farmakologickým tlumením bolestí. Změna v diagnostice těchto potíží nastala se zavedením radiologického kontrastního vyšetřování páteře, které umožnilo objektivně diagnostikovat výhřez meziobratlové ploténky. Ten se pak začal léčit pomocí chirurgického zákroku (Jirout, 1959). Tímto zjištěním se bolesti páteře přičítaly vesměs poškození meziobratlových plotének. Současně ale byly při pitvách prokázány zhojené výhřezy, které se za života pacienta bolestmi páteře neprojevovaly, alespoň ne natolik, že by to vyžadovalo návštěvu lékaře.

V lidové medicíně se náhlá příčina bolestí v páteři po určitém zatěžujícím pohybu spojovala se subluxací meziobratlových skloubení, které bylo možno manuálně napravit. Mimo medicínu vznikla lidová technika napravování těchto potíží různými manuálními hmaty nazývaná chiropraxe. Chiropraxe časem doznala značných úspěchů a vyvolala pozornost lékařů, kteří se tímto problémem začali zabývat, a postupně vznikl nový medicínský obor – manuální medicína, jehož zakladatelem se stal u nás Karel Lewit (1996). V roce 1970 se podařilo Skládalo (1970) prokázat radiologicky, že hlavní dýchací sval bránice se podílí výrazně i na posturální funkci. Tento poznatek vedl k zamyšlení nad tím, jakou roli hrají dechové pohyby v posturální funkci a jak mohou ovlivňovat posturu, jejíž nestabilita je jednou z příčin vzniku funkčních vertebrogenních poruch.

Další studie (Panjabi, 1992; Richardson, 1999; Cholewicki, 1997) ukázaly, že na těchto funkčních vertebrogenních poruchách má též značný podíl špatná stabilizace držení těla.

Podle našich zkušeností každé držení těla vychází z určité základní postury. Změna postury je možná vůlí, avšak pouze po přechodnou dobu. Tuto změnu držení těla je možné udržet pouze synchronizací s dechovými pohyby. Změna držení oproti navyklému je nepříjemná. Protože existuje vazba mezi posturou a dechem, je i změna dechových pohybů oproti navyklému nepříjemná. K trvalé nápravě postury dojde teprve tehdy, když nastane i trvalá změna dechových pohybů.

Vojta (1995) ve své knize „Vojtův princip“ vysvětluje a detailně popisuje výchozí postavení držení těla ve vývojové kineziologii. Tento princip se uplatňuje i při terapii pohybového aparátu. Navíc celý vzor nastavení těla je propojen s napřímením trupu a zajištěním jeho stabilizace ve vertikále. Tohoto principu používáme též v naší práci, která je zaměřena na ověření vzájemného vztahu dechové mechaniky a funkce páteře.

Pro diagnostiku dechového vzoru je použita fotogrammetrická zobrazovací metoda a klinické testy. Fotogrammetrický systém pro snímání dechových pohybů byl vytvořen na ČVUT na katedře kybernetiky (Šára, 2001). Systém pomocí obrazů ze šesti kamer rekonstruuje okamžitou polohu kódovaných značek rozmístěných na trupu. Přesnost měření $\pm 0,1$ mm dovoluje snímat i velmi malé dechové pohyby.

Vytvořené klinické testy hodnotí svalovou souhru nutnou pro napřímené držení těla. Testovacího pohybu se používá pro ověření, zda je schéma výchozí polohy dostatečně vyvážené a stabilní. Součástí práce je i originální reedukační postup pro terapii poruch pohybového systému. Tento terapeutický postup využívá především vlastní dlouhodobé zkušenosti s cvičením, dále pak poznatky ze studie bránice na MR a z vývojové kineziologie.

2. PŘEHLED DOSAVADNÍCH POZNATKŮ A TEORETICKÁ VÝCHODISKA

2.1 ZÁKLADNÍ PROBLEMATIKA

Podle vývojové kineziologie (Vojta, 1995, a Kolář, 1996) se na výskytu funkčních vertebrogenních poruch význačně podílí porucha stabilizace postury (držení těla), která se formuje především mezi 3. a 4. měsícem života dítěte.

Proto se při analýze funkčních vertebrogenních poruch soustředíme nejprve na analýzu polohy těla. Vertikální poloha sama znamená již základní pohotovost k pohybu. Označujeme ji jako polohu *stand by* (stav pohotovosti k jakékoli činnosti). Jestliže uvažujeme o nějakém pohybovém úkonu, mění se tato poloha na *polohu výchozí*, ze které vyjde zamýšlený pohyb. Tato poloha již vyjadřuje zevně stanovisko k nadcházejícímu pohybovému úkonu a je již orientována směrem k pohybovému cíli. Tuto výchozí *cílově orientovanou polohu* nazýváme *atitudou*, která se stává iniciální polohou, ze které zamýšlený pohyb vychází (Véle, 1997). Na této výchozí poloze závisí nejen přesnost stabilizace polohy, ale i přesnost účelově zaměřeného pohybu.

Jsou-li nastavení a stabilizace této výchozí polohy nedokonalé, pak i následný pohyb nebude mít dobré zajištění a nemůže být dobře proveden. V takovém případě dochází snadněji k přetěžování jednotlivých segmentů, jak při udržování vertikální polohy, tak i při následném pohybu; obojí působí mikrotraumatizaci. Ta se stává zdrojem nociceptivní aference, která může, ale i nemusí být vnímána jako bolest, jejímž úkolem je omezit pohybový rozsah, aby se zajistil nutný klid pro hojení postiženého segmentu (Véle, 1997).

Porucha nastavení a stabilizace výchozí polohy není základním posláním ani svalů ani skeletu, ale centrální nervové soustavy (CNS), která udržování polohy programově řídí. Porucha stabilizace se obvykle přičítá nerovnováze svalů, která však závisí na signálech z CNS, které výchozí polohu těla nastavují a tuto nerovnováhu působí (Véle, 1997). Například zkušený trenér pozná již podle nastavené polohy těla bezprostředně před skokem, jak skok dopadne. Výchozí poloha předvídá následný pohyb i jeho výsledek, popřípadě i jeho následky (Véle, 1997).

Z těchto poznatků vyplývá nutnost podrobné analýzy výchozí orientované polohy a poznání vlivů, které mají na nastavení polohy podstatný vliv. Proto je zapotřebí

se věnovat nejenom způsobu kompenzace nastávajícího pohybu, ale hlavně původu vzniku poruchy, tj. výchozí poloze. Logicky je nutno pátrat nejprve po příčinách, které vadné nastavení výchozí polohy způsobují, a teprve potom po příslušné diagnostické rozvaze uvažovat o prostředcích, jak důsledky poruchy korigovat nebo kompenzovat.

Příčinu vadného nastavování výchozí polohy je nutno hledat v CNS, která nastavení polohy programově řídí. Zmíněné nastavení probíhá automaticky, podvědomě podle pohybového vzoru (movement pattern), který se během doby v CNS z různých příčin vytvořil jako prioritní vzor. Například častým opakováním anticipace určitého vadného držení těla se původní vzor držení těla v paměti zatlačuje do pozadí.

Autoři jako Vojta (1995), Kolář (1996) a Věle (1997) předpokládají, že je v takových případech nutné znovu vyvolat v CNS původní vzor a dát mu prioritu v používání, aby se správná výchozí výhodná poloha nastavovala automaticky a podvědomě a vadný vzor byl zatlačován do pozadí a vyhasínal.

Vojta došel na základě klinických zkušeností s vývojem motoriky u dětí k poznatkům, že genetický vývoj lidského jedince v sobě zahrnuje geneticky přenášený strukturální plán pohybových orgánů i základní pohybové vzory funkcí těchto orgánů. Tento Vojtův (1995) poznatek rozšířil pohled na řízení funkce pohybových orgánů (myoskeletálního systému).

Pro vyhovující pohybovou funkci je třeba se těmto geneticky přenášeným směrnicím co nejvíce přiblížit i se zahrnutím určitých individuálních rozdílů mezi jednotlivci. Tento koncept nazval Vojta (1995) vývojovou kineziologií a v jeho intencích pokračuje i Kolář (1996). Vývojová kineziologie předpokládá, že se vývoj motoriky mění podle určitých zákonitostí jak v průběhu motorické ontogeneze účinkem vnitřních nebo zevních vlivů, tak i v pozdějším průběhu života.

2.2 TEORETICKÉ PŘEDPOKLADY A ZAMĚŘENÍ STUDIE

Aktivní volní pohyb člověka se biomechanicky chápe jako účinek mechanické síly svalového systému, která se převádí ze svalů šlachami na pákové systémy tvořené kostmi a klouby a umožňuje lineární směr svalové kontrakce převádět na rotační pohyb. Tímto způsobem je možno mechanicky ovládat pohyby jednotlivých segmentů různými směry a dosahovat zamýšleného cíle. Volní pohyb má však v sobě kromě silové složky zakomponovanou i účelovou složku zamýšleného pohybu a podléhá proto kontrole CNS.

Dojde-li k pohybovým poruchám, zaměřuje se naše snaha o nápravu většinou spíše na výkonné pohybové orgány (myoskeletální systém, dále MSS) nežli na řídicí struktury CNS, které činnost MSS organizují. CNS anticipuje nastavení výchozí polohy (držení těla) pro zamýšlený účelově orientovaný pohyb.

Podle Koláře (1996) je posturální funkce základem pro analýzu pohybových poruch. Každá pohybová porucha se projevuje specifickou kineziologicky definovanou polohou. Na základě těchto znalostí tvarových a pohybových změn myoskeletálního systému můžeme poznat příčiny poruch hybného systému.

Udržování polohy není neměnné, ale neustále se aktualizuje podle poměrů ve vnitřním i zevním prostředí. Pokud je tato trvalá aktualizace nahrazována neměnným a velmi málo adaptivním držením, musíme předpokládat, že nastala porucha řízení polohy v CNS. Vojtovi (1995) se tak podařilo odhalit poruchy držení tělesných segmentů při změně polohy ještě dříve, nežli se posturální funkce mohla vyvinout ve vertikále. Tím mohl velmi brzo rozpoznat začátky poruchy posturální funkce, které ještě nebyly klinicky pozorovatelné a mohl zahájit včasnou léčbu v době, kdy je plasticita CNS ještě velká, a dosáhnout tak vynikajících léčebných efektů.

Vojtův poznatek existující korelace svalové souhry mezi polohami vleže a ve vertikále je velice důležitý a ukazuje nový pohled na terapii funkčních poruch pohybového systému.

2.3 NÁVRH ŘEŠENÍ PROBLÉMU VYCHÁZEJÍCÍ Z UVEDENÝCH VÝCHODISEK

Dýchání bývá obvykle analyzováno pouze z hlediska vitálních funkcí a látkové výměny. Dýchání je provázáno pohybem těla a proto ovlivňuje i posturální funkci. Dechové pohyby jsou proto integrální součástí posturální funkce. Dýchání ovlivňuje nejenom držení těla, ale svým rytmickým průběhem souběžně i excitabilitu neuronů – inspirium působí excitačně, expirium naopak inhibičně. Těchto poznatků se běžně využívá při rehabilitačních cvičeních i v neurologické diagnostice. Pro ozřejmění vztahu dýchání a postury jsme vytvořili soustavu klinických testů a měření dechu fotogrammetrickou metodou.

Klinické testy hodnotí držení těla a dýchání a fotogrammetrický systém měří změny dýchání a zařazuje je do tříd podle zadaných prototypů. Hledáme závislost mezi dechem a držením těla.

Bránice, jako hlavní dechový sval, odděluje dutinu hrudní od dutiny abdominální a pro svou polohu má i důležitý vztah k posturální funkci (Hodges a Gandevia, 2000, Vojta, 1995, Kolář, 1996). Aktivita bránice podmiňuje stabilizaci postury. Její pohyby lze ověřovat radiologicky, jak to provedl Skládal (1970), ale takovéto vyšetření není dnes z etických důvodů běžně proveditelné a pro škodlivý vliv rentgenového záření na zdraví jedince jej etická komise zakázala pro jiné účely nežli zdravotně nutné. Z tohoto důvodu jsme uvítali možnost znázornění pohybu bránice magnetickou rezonancí. Poznatky z této studie uvádíme níže ve „Studii MR bránice“. Pohyby bránice lze vyšetřovat též elektromyograficky (Hodges a Gandevia 2000), ale přístupnost tohoto svalu pro aplikaci elektrod je omezená pouze na určitou její oblast. Z vyšetření EMG pomocí intramuskulárních elektrod získáme lokální nález. Z tohoto nálezu je však velmi obtížné usuzovat metodou pars na celkovou funkci bránice, protože klinické zkušenosti a nyní i studie provedená MR ukazují na skutečnost, že bránice nepracuje jenom jako celek, ale je schopna pracovat i místně omezeně v reakci na držení těla. Tohoto poznatku se využívá v praxi i terapeuticky ve formě lokalizovaného dýchání (Kolář 1996). Diferencovaná aktivace bránice podle klinických zkušeností úzce souvisí též s dobrou stabilizací posturální funkce (Kolář, 1996).

2.4 PŘEHLED LITERATURY

Dýchání

Nejnámější model analýzy pohybu hrudníku je model M. E. WARDA a P. MAC-KLEMA (1992). Aktivací bránice pomocí bilaterální transkutánní stimulace freniku sledují následné změny tvaru hrudníku, vznikající mechanickou vazbou mezi tahem svalů hrudníku a bránice. Rozlišují pohyby hrudníku a břicha ve formě modelu dvou komor. Tento model jim slouží k poznání vazeb mezi pohybem bránice a hrudníku.

Práce CALA aj. (1996) se soustřeďuje na hodnocení objemu plic pomocí optického měření hrudníku. Hodnoty získané optickým měřením srovnávají s daty, jež byla získána spirometrií, především s vitální kapacitou plic. Měření jim umožňuje rozdělit hrudník na různé oddíly, a tak analyzovat dechový pohyb. Z takovéto analýzy pak vyvozují účast jednotlivých svalů na určitém dechovém pohybu.

Hodnotí se průběh při klidovém dýchání a při použití manévru prudkého nádechu a výdechu pro měření vitální kapacity.

FERRIGNO aj. (1994) založili svou kinematickou analýzu pohybu hrudníku při nádechu a výdechu na snímání pasivních značek umístěných na těle soustavou kamer. Získaná data jim umožnila rekonstrukci objemu plic. Biomechanické hodnocení vzájemného působení svalů a strukturálních komponentů respiračního systému upřesňuje jejich respirační model. Tento model autoři srovnávají s klinickými nálezy u pacientů s respiračním onemocněním a následně uvažují o možnostech, jak léčit respirační poruchy, které reflektují abnormality pohybu hrudní stěny.

HODGES a GANDEVIA (2000) ve své práci sledují koordinaci svalů mezi respirační a posturální funkcí bránice. Jako testovacího pohybu používají opakované předpažení. Tento pohyb paže vychyluje tělo z rovnováhy a autoři měří, jak na tuto skutečnost reaguje bránice. Při tomto úkolu předpokládali, že se bránice bude chovat buď fázičky, nebo tonicky podle reakce sil, jež vznikají z pohybu paže a ze samotného dechového pohybu. Pohyby horní končetiny byly prováděny vestoje v rychlém sledu. Pro elektromyografický (EMG) záznam kostální části bránice byly použity intramuskulární elektrody a povrchové elektrody pro EMG záznam m. deltoиду a m. erector spinae. EMG aktivita bránice se zvětšila při pohybu paže oproti klidovému záznamu dechu. Dechová EMG aktivita bránice byla kongruentní s pohybem hrudníku a při pohybu paže s pohybem paže. EMG záznam aktivity bránice se zvětšil spolu se zvětšením EMG záznamu aktivity svalů paže. Tento nálezu podpořil jejich argumentaci, že se bránice podílí na posturální kontrole těla a aktivita motoneuronů freniku je organizována takovým způsobem, že se bránice svou aktivitou zároveň podílí jak na respiraci, tak i na stabilizaci držení těla.

Páteřní stabilita

PANJABIHO (1992) model segmentální stabilizace ukazuje, které části hybného systému se na ní podílejí a jakou mají funkci při stabilizaci páteřního segmentu.

Model zahrnuje podsystémy

- pasivní podsystém
- aktivní podsystém
- řídicí podsystém

Pasivní podsystém zahrnuje kostní a kloubní struktury a páteřní vazy. Vazy zvětšují tahový odpor vzestupně až na konec rozsahu pohybu, a stabilizují tak páteřní segment. Mezi flexí a extenzí páteřního segmentu jsou vazy v menším napětí a stabilizace segmentu je menší než na konci pohybu.

Aktivní podsystem stabilizuje svalovou aktivitou páteřní segmenty.

Řídící podsystem tvoří centrální nervová soustava (CNS). Svalstvo je řízeno programem uloženým v CNS a korigováno zpětnou vazbou. To umožňuje motorickému systému adaptaci na jakoukoliv polohu či stav.

Podsystemy jsou na sobě závislé, a proto mohou vzájemně kompenzovat případný deficit druhého systému.

Panjabiho model vysvětluje klinickou nestabilitu špatnou kontrolou intersegmentálního pohybu v oblasti neutrální zóny. Zátěžové deformační chování spinálního segmentu není lineární, ale je vysoce flexibilní právě v okolí neutrální zóny.

Neutrální zóna je určena rozsahem pohybu v kloubu v prostoru mezi flexí a extenzí, kdy je minimální interní rezistence ligamentózní struktury. Neutrální zóna prezentuje specifický problém mechanismu spinální stabilizace.

Panjabi definuje klinickou nestabilitu jako *markantní pokles schopnosti páteřního stabilizačního systému udržet neutrální meziobratlovou zónu na fyziologické hranici, což má za následek poruchu a bolest*.

Koncept Panjabiho neutrální zóny byl vytvořen na základě studia pasivních struktur in vivo.

Stabilizace držení těla a funkce svalů

BERGMARK (1998) rozděluje svaly podle působnosti na lokální a globální stabilizační systém. Lokální svalový systém zahrnuje svaly hluboce uložené, které jsou svým začátkem nebo úponem připojeny k páteři. Tyto svaly jsou schopny kontrolovat vzájemný vztah mezi dvěma páteřními segmenty. Globální svalový systém zahrnuje velké svaly trupu povrchněji uložené, které přesahují více segmentů a mají globálnější účinnost. Z toho vyplývá, že existuje vztah mezi dysfunkcí lokálního svalového systému a bolestí zad. Kontrola spinální stability je pak závislá na svalovém lokálním systému. Pro dobrou stabilitu páteře je nutná kvalitní koordinace mezi lokálním a globálním svalstvem, a to jak při malých, tak i velkých nárocích zátěže na držení těla.

RICHARDSON a JULL (1999) na základě poznatků o Panjabiho segmentální stabilitě vypracovali systém cvičení, kde hlavním ukazatelem prevence a léčby bolestí bederní páteře je zvládnutí souhry mezi příčným svalem břišním a hlubokými zádonými svaly. K nácviku používají zařízení na principu zpětné vazby. Balonek s měřičem tlaku se přikládá buď pod břicho nebo pod záda. Pacient sleduje při pohybu změny tlaku

na přístrojovém ukazateli a na základě těchto změn se učí ovládat svalstvo nutné pro stabilizaci držení těla.

CHOLEWICKI a PANJABI (1997) ve své biomechanické studii in vivo rozlišují posturální funkci velkých, povrchově uložených svalů, a malých, hluboko a blízko kloubu uložených svalů. Zdůrazňují důležitost funkce hlubokých svalů pro stabilizaci páteřního segmentu. Podle jejich biomechanického modelu lze zjistit, jaká je míra vlivu kontroly pasivních a aktivních struktur při zátěži. Nalezli vztah mezi segmentální stabilitou a celkovou stabilitou těla. Velké svaly spojující pánev a hrudník zajišťují stabilitu páteře jako celku. Svaly hluboké zajišťují stabilitu jednotlivých segmentů. Dokonce i když jsou povrchové svaly dostatečně silné, ale působí v nesouladu se svaly malými hluboce uloženými, je páteř v jednotlivých segmentech nestabilní. Autoři zjistili, že již při malém zlepšení svalové souhry mezi těmito dvěma svalovými systémy se zlepšila stabilita jednotlivých segmentů.

Model podporuje Panjabiho hypotézu o neutrální zóně. Zvětšená výchylka či špatná kontrola pohybu kolem neutrální zóny může být vyrovnávána zvětšenou aktivitou hlubokých svalů. Předpokládají, že při bolestech zad jsou právě tyto svaly dysfunkční.

GARDNER-MORSE (1998) podává vysvětlení, že příliš silné svaly s globální účinností mohou svou zvýšenou izometrií antagonistických sil zátěž na lumbální segment zvětšit, místo aby došlo k jejímu snížení.

Páteřní segment a kontrola stříhových sil

BOGDUG (1999) upozorňuje na to, že globální svaly mají svá omezení při kontrole stříhových sil na segmentální úrovni. Malé změny ve flexi trupu změny působení stříhových sil v segmentech bederní páteře.

RASCHKE aj. (1996) studovali, zda se aktivují bederní a pánevní svaly při segmentální zátěži na stříh. Snímali EMG aktivitu těchto svalů povrchovými elektrodami. Tyto svaly – mm. erector spinae, m. latissimus dorsi a mm. obliquus internus a externus, mm. abdominalis, m. gluteus maximus – nebyly aktivní při uplatňování stříhové síly na páteřní segment. Uplatňované stříhové síly na segmentální úrovni musí podle autorů být kontrolovány hlubokými svaly, které působí přímo kolem segmentu páteře.

SNIJERS aj. (1995) ukazují, že obdobná situace nastává u sakroiliakálního skloubení. Snijders vytvořil biomechanický model stabilizace sakroiliakálního kloubu. Popsal,

jak svaly, ligamenta a facie, zabezpečují vzájemně působící síly na sakroiliakální kloub. Uvádí, že ko-kontrakce m. gluteus maximus a diagonálně oponující m. latissimus dorsi stabilizují sakroiliakální skloubení.

HODGES aj. (2000) studovali chování páteřního segmentu při zátěži. V této kinematické studii umístili značky na tělo, sledovali jejich pohyb. Měřili změny úhlů nastavení páteřního segmentu při pohybu. Data ukazují, že při rychlé flexi paže v rameni do předpažení začíná páteř pohyb, ještě dříve, než začne pohyb paže. Dokazují, že posturální reakce na pohyb není spojená se znehybněním páteře, ale s jejím pohybem proti směru vektoru zátěže.

Anticipace držení těla „feed forward“

HODGES aj. (1997b), GURFINKEL (1967), BOUISSET, TARTARA (1981), ARUIN, LASTASH (1995) ve svých pracích uvádějí, že stabilizace pánve a bederní páteře je zajištěna ještě dříve, než dojde k vlastnímu pohybu dolní nebo horní končetiny. CNS musí předvídat úmysl pohybu a nastavit automaticky držení těla k uskutečnění záměru.

GAHERY, MASSION (1981), GURFINKEL (1994) uvádějí, že CNS předvídá nastavení postury podle zamýšleného pohybu a naplňuje předem takovou svalovou souhru, která vyrovná případné narušení rovnováhy. Toto předvídání zahrnuje jakýsi interní systém dynamiky držení těla, jenž je podle autorů budován zkušeností s pohybem po celý život. Informace o interakci mezi vnitřním uspořádáním sil a vnějšími silami, které toto vnitřní uspořádání sil narušují, jsou uchovávány v paměti. To umožňuje podle autorů CNS použít rozdílné strategie jak stabilizovat jednotlivé elementy těla a jak je nejvýhodněji vzájemně integrovat.

Zpětnovazební kontrola držení těla „feedback“

GAHERY a MASSION (1981), WILDER aj. (1996) ukazují, že posturální přizpůsobení náhlému narušení rovnováhy těla závisí na mechanismu zpětné vazby. Zpětnovazební kontrola v tomto případě působí na reflexní úrovni. Spuštěná reflexní odpověď je monosynaptický stretch reflex, který zahrnuje natažení svalového vřeténka, jež vytváří aferentní impuls z receptorové oblasti vřeténka, který aktivuje alfa motoneuron stejného svalu, a tím dojde ke kontrakci svalu. Našli krátký latentní reflex v paraspinálních svalech, když subjekt neočekávaně chytil zátěž do ruky. Posturální kontrola může být podle autorů adaptována tak, aby vyhovovala specifickému chování jedince.

NASHNER (1976) ve své práci vysvětluje, že kontrola postury probíhá automaticky, je vrozená, ale musí být modifikována učením. Ve svém experimentu postavil osobu na platformu, kterou je možné naklánět ve smyslu dorsální nebo plantární flexe nohy nebo posouvat v horizontální rovině vpřed a vzad. Posune-li se platforma směrem vzad, dojde k dorsální flexi nohy a m. gastrocnemius musí zvětšit svou aktivitu, aby kontroloval naklonění těla vpřed, a tím udržel rovnováhu. V případě, že se platforma sklopí vzhůru, dojde také k dorsální flexi nohy, ale v tomto případě se m. gastrocnemius musí uvolnit, jinak hrozí, že zakloní tělo a dojde ke ztrátě rovnováhy. Nutnou změnu funkce svalu při dorsální flexi nohy u stejného pohybu způsobí nadřazená funkce udržení rovnováhy. Autor vysvětluje, že i když základní elementy posturální kontroly probíhají automaticky a jsou vrozené, musí být do značné míry modifikovány učením. M. gastrocnemius při stejné funkci dorsální flexe nohy reaguje na udržení rovnováhy těla podle změněné situace pohybu platformy. V prvním případě aktivací, v druhém uvolněním.

Vývojová kineziologie

Z klinické praxe je patrné, že každá místní porucha vyvolává reakční změny funkce – svalovou hypertonií nebo oslabení, omezení nebo zvýšení pohyblivosti kloubu, zvýšenou dermografickou reakci kůže, retrakci fascií apod. (KOLÁŘ, 1996). Tato symptomatologie není vyjádřena pouze segmentálně, ale má i vyjádření mimosegmentální. Kolář hovoří o zřetězení funkční patologie. Také při lokálním terapeutickém ovlivnění dosahuje změn na zcela vzdálených místech organismu. V současné neurofyzilogii není definován obsah senzomotorických vztahů, který by tyto funkční souvislosti zdůvodnil. Toto zdůvodnění dává podle Koláře vývojová kineziologie.

Vývojové aspekty držení těla

VOJTA (1995) uvádí, že se dítě rodí s nezralou CNS, která je geneticky založena a prochází procesem vývoje zrání nervových struktur. Tento proces zrání je též vystaven vlivu prostředí, v kterém toto zrání probíhá. Primitivní reflexy jsou utlumovány postupným zráním vyšších etází CNS. Na základě klinických pozorování dětí Vojta podrobně popsal ontogenetický vývoj dítěte zahrnující polohy vleže na zádech, na břiše, na boku, otáčení, lezení, přechod do sedu až po vzpřímení. Některé polohy z vývojové řady držení těla použil pro sestavení terapeutického postupu, který nazval reflexní

lokomoce. Jsou zde přesně definovány opěrné báze, které jsou součástí vývojového programu držení těla.

Není to však jenom program motorický, který se rozvíjí, ale v průběhu vývoje jsou utvářeny vazby s vegetativním, hormonálním a psychickým systémem člověka. Zdravý vývoj je podmíněn jejich vzájemnou harmonií. Vojta říká, že při zkoumání zákonitostí vývoje je laboratoří naše tělo a nástrojem poznání je naše mysl.

Dítě se učí určité dovednosti jinak než dospělý člověk. Vojta to nazývá zráním CNS. Některé dovednosti jdou velice snadno v útlém věku, pro jiné ještě nervový systém nedozrál a učíme se je až ve věku pozdějším. V pozdějších stádiích života se mění i plasticita mozku a přichází jiná zkušenost. Vývojová kineziologie považuje držení těla za ryze individuální. Podmínkou správného držení těla je svalová ko-aktivace, jež umožní optimální centraci kloubů (KOLÁŘ, 1996).

3. CÍLE PRÁCE

Cílem práce je hodnocení vztahu dechové mechaniky a funkce páteře.

3.1 ÚKOLY

1. Zjistit, zda se změna držení těla projeví změnou dýchání.
2. Zjistit, zda z analýzy dechových pohybů lze usuzovat na tendence ke vzniku posturálních poruch.
3. Vytvořit klinické testy pro hodnocení svalové souhry nutné pro napřímené držení těla a hodnocení dýchání v závislosti na držení těla.
4. Vytvořit metodiku reedukačního cvičení pro terapii recidivujících vertebrogenních syndromů.
5. Seznamovat průběžně s cvičeními cvičence, cvičitele zdravotní tělesné výchovy, fyzioterapeuty a lékaře na pravidelných cvičeních, seminářích a konferencích.

3.2 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

1. Do jaké míry jsou spolehlivé dostupné znalosti o funkci bránice?
2. Existuje metodika měření dýchání v závislosti na držení těla?
3. K jakým závěrům lze dospět srovnáváním výsledků klinického hodnocení dýchání a fotogrammetrického měření?

3.3 HYPOTÉZY

- H1** Předpokládáme, že se změní poloha a pohyb bránice v závislosti na změně držení těla.
- H2** Předpokládáme, že změna rozložení váhy těla ve stoji na opěrné body klenby ovlivní držení těla a dechový vzor (změnou aference do CNS).
- H3** Jestliže aktivita periartikulárních svalů kyčle má vliv na postavení nohy, pak předpokládáme, že změna v držení nohy ovlivní držení těla a a dýchání.
- H4** Jestliže fixační svaly lopatky mají vliv na postavení ruky, pak předpokládáme, že změna v postavení ruky ovlivní držení těla a dýchání.
- H5** Předpokládáme, že pomocí fotogrammetrického měření budeme schopni určit typ dechového vzoru.
- H6** Předpokládáme, že existuje korelace mezi klinickým hodnocením držení těla, dýcháním a fotogrammetrickým měřením dýchání.

4. METODIKA VÝZKUMU

4.1 PLÁN VÝZKUMU

1. Studie MR bránice. Jedná se o pilotní studii, která má osvětlit chování bránice při změně polohy těla.
2. Vypracování metodické řady cvičení pro držení těla a dýchání.
3. Vytvoření klinických testů pro hodnocení vzpřímeného držení těla a dýchání.
4. Nalézt metodu hodnocení dechových pohybů na principu fotogrammetrického měření.
5. Zjistit, zda je možné zaznamenat změnu dechových pohybů při rozdílném rozložení váhy těla na nožní klenbu.

4.2 VÝZKUMNÉ METODY

Hodnocení držení těla je problém, který není vyřešen. To vyplývá i z přehledu literatury. Zatím nejsou v dostupné literatuře uvedeny spolehlivé ucelené metodiky pro hodnocení funkce držení těla v závislosti na dýchání. V naší práci „Zkoumání vztahu mezi držením těla a dýcháním“ jsme pro objasnění tohoto problému použili několik metod a rozdělili jsme je do pěti oddílů: Studie MR, Cvičení, Klinické testy, Fotogrammetrie, Studie vztahu mezi rozložením váhy těla na nožní klenbu a dýcháním.

Pro přehlednost uvádíme každou studii zvlášť včetně metodiky i s výsledky měření, které přímo s danou studií souvisí.

Studie polohy a pohybu bránice v závislosti na změně držení těla, sledované na MR, nám osvětluje možnou reakci bránice na změny v držení těla.

Cvičení jsou výsledkem dlouhodobé zkušenosti. V této práci jsou vybrána cvičení z obsáhlejší metodické řady cvičení určené k zlepšení držení těla a dýchání.

Ke klinickému hodnocení držení těla a výchozích poloh při cvičení a dýchání jsme vytvořili vlastní klinické testy.

Metoda fotogrammetrického měření dýchání zaznamená změny v dýchání a pomocí BAP indexu je roztrídí na dechové typy. Korelaci výsledků s výsledky klinických testů porovnáme nebo zamítneme jejich vzájemnou nezávislost.

Studie vztahu mezi rozložením váhy těla na nožní klenbu a dýcháním nám ujasňuje, do jaké míry je ovlivněno dýchání při různém stoji.

5. STUDIE MAGNETICKÉ REZONANCE BRÁNICE

5.1 ÚVOD

Hodnocení funkce bránice bylo doposud možné pouze klinicky na základě pohybů abdominální oblasti a pohybu žeber. Skládal (1970) provedl studii bránice na rentgenových snímcích. Toto měření je v dnešní době z etických důvodů zakázáno. Záznamy funkce bránice na EMG nám ukazují pouze část brániční aktivity (Hodges, Gandeiva, 2000). K podpoře naší zkušenosti, že se bránice diferencuje svou svalovou funkcí podle způsobu držení těla, jsme použili snímky z MR.

5.2 CÍL STUDIE

Cílem studie bylo zjistit, jak reaguje bránice na změnu držení těla v lehu na zádech jako jediné možné poloze, kterou zatím systém měření umožňuje. Jednalo se o změny:

- v držení hlavy, anteflexe a retroflexe
- v poloze nohou
- v zatažení břicha

5.3 VÝCHOZÍ PŘEDPOKLAD

Předpokládáme, že bránice změní svou polohu a průběh dýchání podle změny v držení těla. Tento předpoklad vychází z naší klinické zkušenosti a z práce Skládala (1970), který zjistil, že bránice má kromě dechové funkce i funkci posturální. Oporu pro polohu a pohyb bránice vytváří abdominální oblast žeber a páteře.

5.4 METODA VÝZKUMU

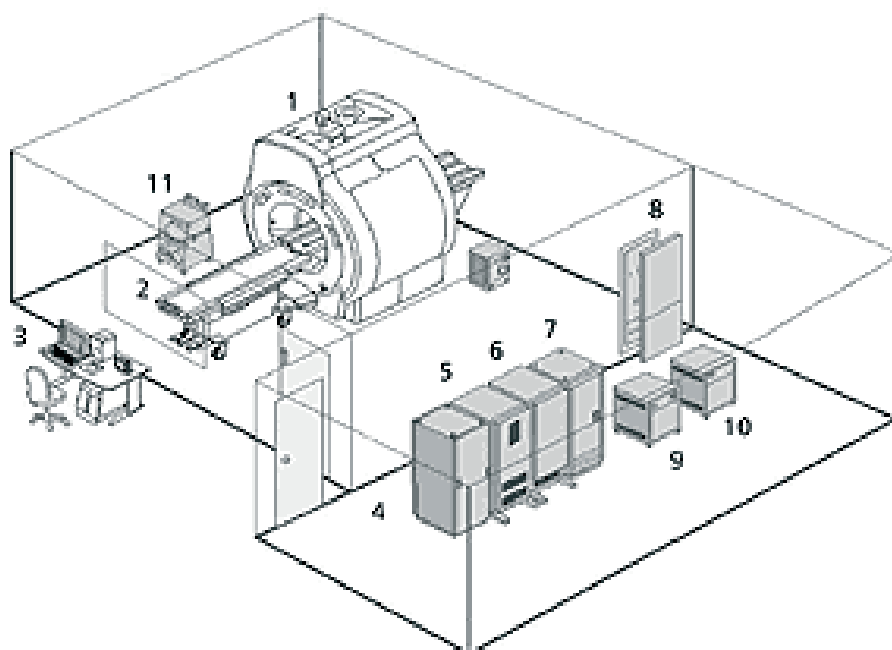
5.4.1 ZÁKLADNÍ CHARAKTERISTIKA MAGNETICKÉ REZONANCE

Magnetická rezonance (zkr. MR nebo MRI – z anglického „magnetic resonance imaging“) je vyspělá radiologická zobrazovací metoda, která umožňuje zobrazit patologické změny v lidském těle. Pacient je vložen do velmi silného a homogenního magnetického pole. Do jeho těla je vyslán krátký radiofrekvenční impuls a přístroj snímá slabý signál, který vytváří pacientovo tělo a který se následně použije na rekonstrukci samotného obrazu.

Silné magnetické pole, které je přístroj schopen vyvolat, ovlivňuje pohyb vodíkových iontů. Vodíkové ionty jsou součástí každé tkáně, každé buňky. Nejvíce je vodík v molekule vody a protože vody je v lidském těle nadpoloviční většina, je vodík vlastně všude. Každá tkáň má jiný obsah vody a podle toho se pak zobrazuje na výstupu z rezonance. Přístroj zaznamenává signály z iontů v magnetickém poli a zpracovává údaje pomocí složité výpočetní techniky. Výsledkem je obraz v mnoha ohledech přesnější než CT obraz.

Magnetická rezonance je moderní „tunelová“ vyšetřovací metoda, která velmi přesně zobrazí požadované oblasti. Poskytuje lékařům důležité informace prakticky o všech orgánech v těle.

1. Magnetická rezonance
2. Stůl pro pacienta
3. Velín
4. Skříň s gradientními zesilovači
5. Skříň s RF zesilovači
6. Kontrolní jednotka
7. Rozvodná jednotka
8. Panel propojení
9. Kompresor pro chlazení chladicí hlavy cívky
10. Chladič vody
11. Příslušenství tomografu



Obr. 1: Magnetická rezonance

5.4.2 POPIS MĚŘENÍ

Magnetická rezonance umožňuje snímání v poloze vleže. Byla vyšetřena jedna osoba bez klinických obtíží, dlouhodobě praktikující dechová cvičení. Postupně bylo provedeno sedm měření. Jednotlivá měření se lišila ve změně postavení hlavy, nohou a aktivaci břišních svalů. Ve výsledcích je popsáno pět poloh. Poloha byla vždy aktivně zaujata před začátkem měření a držena po celou dobu měření.

1. měření – výchozí poloha – návykový leh na zádech.

2. měření – výchozí poloha – leh na zádech (viz 1. měření). Nyní dojde kontrakcí svalů břišní stěny (obsah dutiny břišní vtlačován do dutiny hrudní) k elevaci sternu a změni se postavení hrudníku na nádechové. V tomto postavení zůstává cvičenec po celou dobu měření.

3. měření – výchozí poloha – leh na zádech s napřímením páteře (viz cvičení). Cvičenec stabilizuje 3 opěrné body nožní klenby (hlavičky 1. a 5. metatarsu a hrbol calcaneu) izometrickým svalovým napětím vlastních svalů nohy

a tahovým napětím svalů m. peroneus longus a m. tibialis posterior a od-
tlačí se od nich jako ve vzpřímeném držení těla. Dojde k napřímění trupu.
(Změnou aferentace dojde k svalové synergii, jež způsobí stabilizaci tru-
pu v sagitální rovině, zmenší se zakřivení páteře a trup se napřímí, hlava
a krční páteř jsou v neutrálním postavení.)

4. měření – výchozí poloha – leh na zádech (jako v 1. měření), hlava v anteflexi.

5. měření – výchozí poloha – leh na zádech (jako v 1. měření), hlava v retroflexi.

Během vyšetření bylo tělo snímáno postupně ze tří pohledů:

A = sagitálního pohledu z pravé strany

B = sagitálního pohledu z levé strany

C = frontálního pohledu zepředu

Dále ve výsledcích jsou uváděny pouze popisy snímků A a C, protože snímky
A a B nejsou příliš rozdílné.

5.4.3 ANALÝZA DAT

Získané obrázky byly zpracovány v programu Adobe Photoshop 8. U jednotli-
vých poloh byly zvýrazněny kontury bránice v nádechu a výdechu a jejich porovnání
překrytím obou kontur přes sebe.

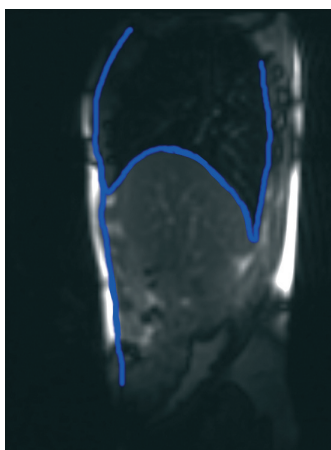
5.5 VÝSLEDKY

Na jednotlivých snímcích popisujeme polohu a pohyby bránice a trupu. Uvádí-
me 3 obrázky pro každý řez ve všech polohách. Na prvním obrázku je nádech, na dru-
hém kontury bránice, nádech modrou barvou a výdech červenou, na třetím obrázku je
výdech. V popisech rozdělujeme bránici na část sternální, kostální a lumbální.

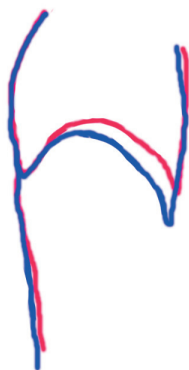
1. měření – návykový leh

1 A – sagitální řez

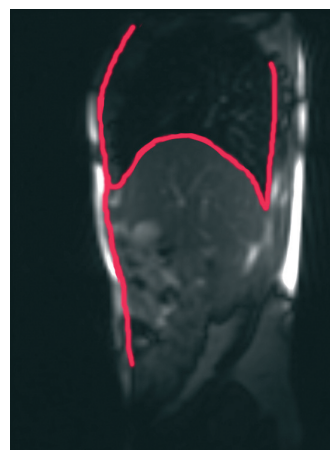
Bránice je při výdechu rovnoměrně klenutá. Při nádechu se klenutí oploští hlav-
ně v její lumbální části a dochází k mírnému vyklenutí břicha pod pupkem. Sternum
zůstává v klidu.



nádech



kontury – nádech, výdech



výdech

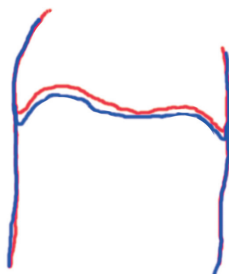
Obr. 2: 1 A – sagitální řez

1 C – frontální řez

Bránice se při nádechu i výdechu pohybuje jako membrána. Tvar zaoblení pravé a levé strany se z tohoto pohledu při nádechu nemění. Levá strana bránice se při výdechu zastaví dříve než pravá. Levá část bránice naléhá na srdce. Hrudník nevykazuje laterální pohyb.



nádech



kontury – nádech, výdech



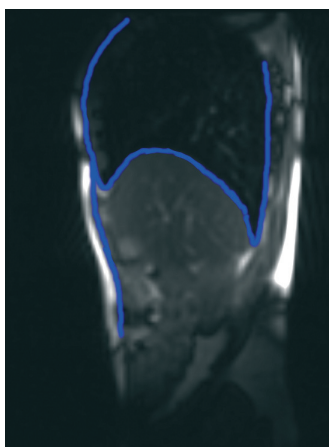
výdech

Obr. 3: 1 C – frontální řez

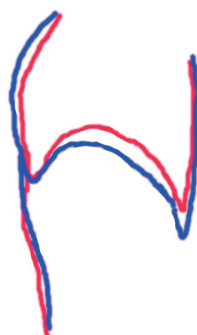
2. měření – elevace sterna

2 A – sagitální řez

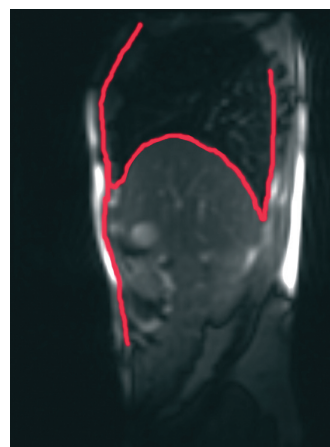
Kranio-kaudální pohyb bránice je malý i změna v zaoblení při nádechu a výdechu je malá. Kranio-kaudální posun bránice nastává pravděpodobně primárně změnou předozadního pohybu sternu. Sternum se při nádechu pohybuje ventrálně a zvětšuje objem plic.



nádech



kontury – nádech, výdech

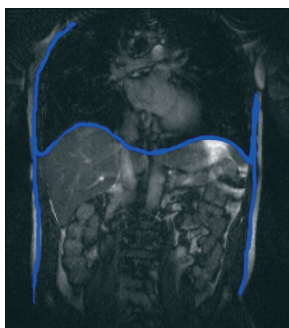


výdech

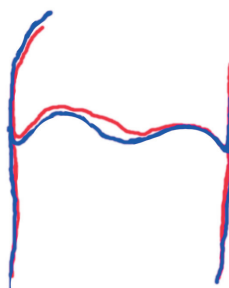
Obr. 4: 2 A – sagitální řez

2 C – frontální řez

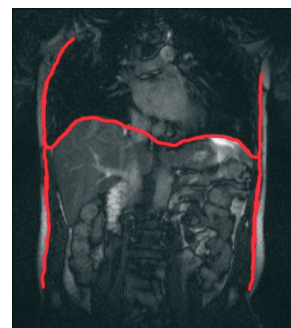
Bránice při výdechu nedosedá na srdce jako v poloze 1 C. Tvar zaoblení její pravé a levé části se při nádechu ani při výdechu nemění. Dochází k malému kranio-kaudálnímu posunu, který je pravděpodobně způsoben primárně pohybem hrudníku. Laterální pohyb hrudníku není patrný



nádech



kontury – nádech, výdech



výdech

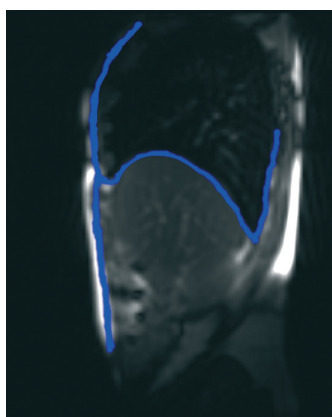
Obr. 5: 2 C – frontální řez

3. měření – napřímení páteře

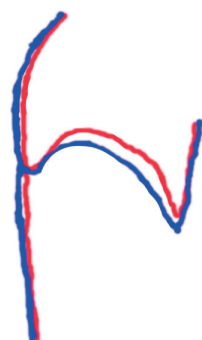
3 A – sagitální řez

Při nádechu se bránice mírně posune kaudálně. Břišní stěna při nádechu ani při výdechu nemění svůj tvar, takže můžeme předpokládat, že nitrobřišní tlak se při nádechu i výdechu příliš nemění. Bránice zachovává zaoblený tvar, i když je patrné, že při

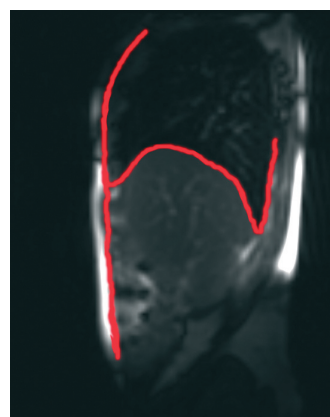
nádechu má tendenci stlačit břišní dutinu kaudálně, protože nedochází k ventrodorzálnímu pohybu sternu a břišní stěny.



nádech



kontury – nádech, výdech

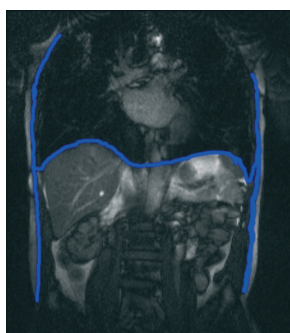


výdech

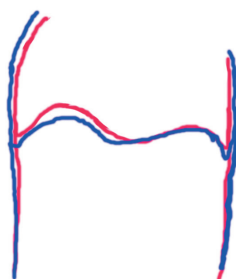
Obr. 6: 3 A – sagitální řez

3 C – frontální řez

Při výdechu je mezi srdcem a bránicí patrná mezera. Pravá a levá klenba brániční jsou rovnoměrně klenuté, vrchol pravé kopule je výše než vrchol levé. Při nádechu nedochází k obvyklému membránovému pohybu bránice. Kaudální pohyb bránice při nádechu je omezen břišní dutinou a při nádechové aktivaci bránice dochází k oploštění jejího zaoblení, a tím se iniciuje laterální pohyb hrudníku.



nádech



kontury – nádech, výdech



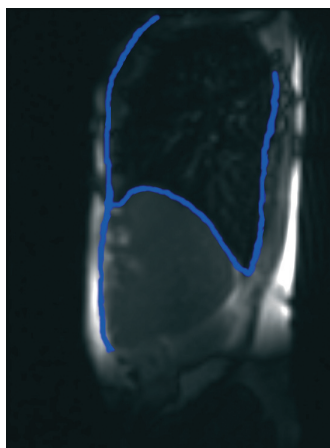
výdech

Obr. 7: 3 C – frontální řez

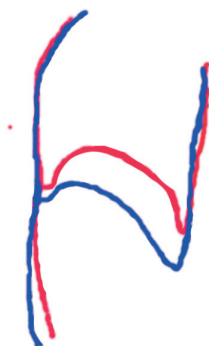
4. měření – hlava v anteflexi

4 A – sagitální řez

Při nádechu se posunul vrchol zakřivení bránice ke sternu, lumbální část se více oploštila a posunula se kaudálně. V důsledku toho se vyklenuje podbřišek, část břicha nad pupkem je relativně neměnná. Není patrný ventrodorzální pohyb sternu.



nádech



kontury – nádech, výdech

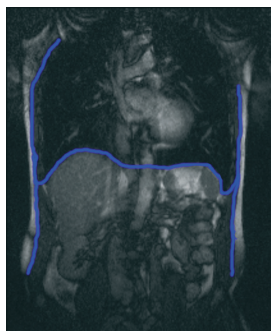


výdech

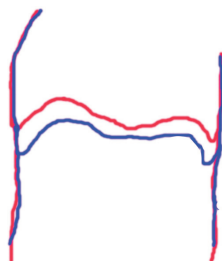
Obr. 8: 4 A – sagitální řez

4 C – frontální řez

Při výdechu jsou obě klenby bránice plošší než u předešlých poloh. Při nádechu je zvětšený kaudální pohyb bránice, ale její klenutí se nemění. Mezera mezi bránicí a srdcem je větší. Nedochází k laterálnímu pohybu hrudníku.



nádech



kontury – nádech, výdech



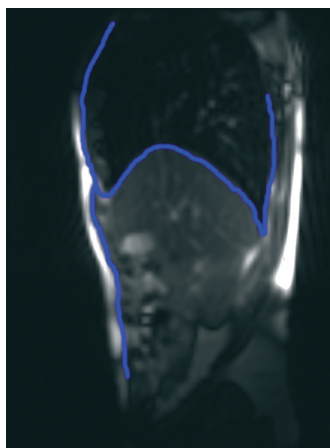
výdech

Obr. 9: 4 C – frontální řez

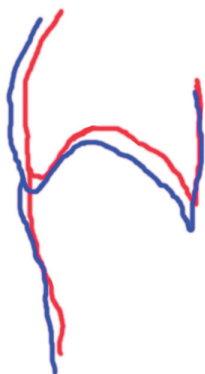
5. měření – hlava v retroflexi

5 A – sagitální řez

Při výdechu je bránice klenutá ve sternální i lumbální části. Při nádechu dochází k větší aktivaci sternální části bránice a k elevaci sternu.



nádech



kontury – nádech, výdech

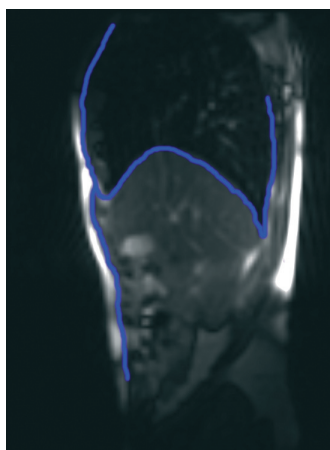


výdech

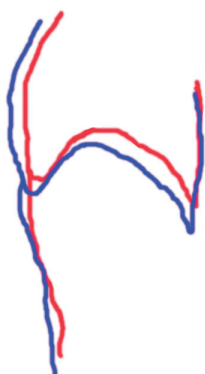
Obr. 10: 5 A – sagitální řez

5 C – frontální řez

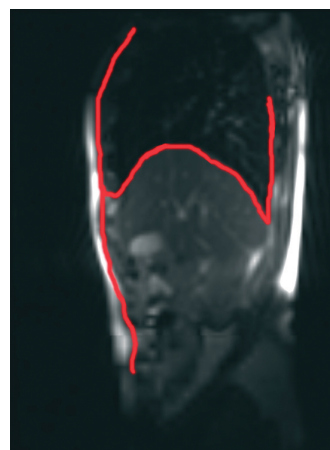
Při výdechu je bránice v úrovni srdce, klenby obou částí bránice jsou rovnoměrně klenuté. Při nádechu dochází k mírnému kaudálnímu posunu bránice, nedochází k oploštění oblouků bránice. Není patrný laterální pohyb hrudníku.



nádech



kontury – nádech, výdech



výdech

Obr. 11: 5 C – frontální řez

5.6 DISKUSE NAD VÝSLEDKY

Předpoklad, že bránice změní svou polohu a průběh dýchání na základě změny držení těla, se potvrdil.

Výsledky ukazují (zatím měřeno pouze na jedné osobě), že při změně polohy těla dochází ke změně tvaru, polohy a pohybu bránice, hrudníku a břišní stěny. Ve 3. měření v poloze napřímení těla došlo k pohybu hrudníku, bránice a břišní stěny v rovině frontální. U poloh při 2., 4. a 5. měření (zvedání sternu, anteflexe a retroflexe hlavy) se sternum nebo břišní stěna pohybovaly v sagitální rovině.

Základem dobré posturální funkce je stabilizace těla v sagitální rovině (vývojová kineziologie – Vojta, 1995). Tomu odpovídá i model dýchání v poloze 3 (při napřímení), kdy došlo k pohybu hrudníku ve frontální rovině a bránice se oploštila.

Z uvedeného experimentu vyplývá, že je možno změnou postavení jednotlivých částí těla ovlivnit dýchací pohyby bránice i trupu. To nás vede k předpokladu, že dýchacími pohyby s definovaným pohybem bránice lze ovlivnit postavení hrudníku a tím ovlivnit i držení těla (posturu). Otázkou však zůstává, zda je možno docílit trvalou změnu dechových pohybů, aby se promítla do změny konfigurace těla a ovlivnila trvale jeho držení.

Dlouhodobé klinické zkušenosti ukazují, že v souladu s výsledky experimentu se lze domnívat, že je možno uvědomělým opakováním dechových pohybů v přesně definované poloze dosáhnout sladění potřebné priority vhodného programu respirační mechaniky s programem držení těla. Takového sladění či koordinace lze využít jak k prevenci, tak i k odstranění bolestivých potíží zad a funkčních poruch způsobených vlivy současného denního života. Ten, jak víme, omezuje variabilní lokomoční pohyb a nahrazuje ho držením nebo stereotypními pohyby, což má nepříznivý dopad na osobní orgán.

5.7 ZÁVĚR

Interpretace a z ní často vyplývající představa, že bránice se při dechových pohybech chová jako píst, který nasává a vytlačuje vzduch, je chybná. Píst je vzhůru a dolů volně pohyblivý v přesně tvarované dutině, zpravidla válci, kdežto bránice je ke

stěnám trupu připevněna, a dokonce rozděluje tento „válec“ na dutinu hrudní a břišní. Proto bránice ovlivňuje svým tahem v místech úponu i tvar hrudníku. Pohyb bránice by se dal spíš přirovnat k práci membránového čerpadla. Membrána je aktivním zdrojem síly. Na snímcích z MR je vidět, že bránice zapíná svalové snopce podle vytvořených opor v trupu. Změna tvaru přední nebo zadní brániční klenby při změně držení hlavy tomu nasvědčuje. Dechový mechanismus podléhá adaptačním vlivům obdobně jako držení těla. Spirometrická vyšetření změny reakce bránice na posturální funkci nezaznamenají a ani se s tím nepočítá.

6. CVIČENÍ

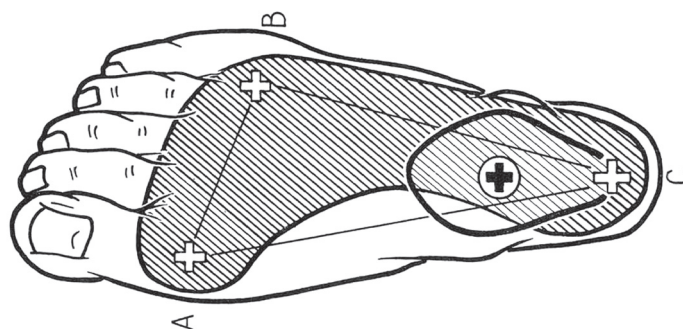
6.1 ÚVOD

Uvedená cvičení jsou výsledkem mnohaleté rehabilitační praxe a zkušeností s vedením seminářů a kurzů zdravotní tělesné výchovy. Metodická řada byla postupně upravována podle získaných zkušeností až do konečné podoby, která je níže popsána.

Funkční poruchy hybného systému mají většinou svůj původ ve špatném držení (Véle, 1997, Lewit, 1987, Kolář, 1996). Cílem našeho cvičení je zlepšit držení těla, jeho stabilizaci a dýchání. Držení těla a dýchání se vzájemně ovlivňují, a proto jejich koordinace je nedílnou součástí cvičení. Základním, „společným jmenovatelem“ všech cvičení je napřímení páteře (prodloužení v podélné ose). Člověk nemá na těle žádné svaly, které by svojí aktivitou mohly napřímení páteře přímo provést (nejčastější instrukcí při cvičeních je vytažení vzhůru, ale cvičenec obvykle neví, co to znamená a jak tento cvičební tvar provést). Uspořádání svalů trupu dovoluje provést napřímení páteře pouze nepřímou. Svaly trupu kontrolují především zakřivení páteře v sagitální rovině (lordóza, kyfóza). Kontrolou těchto zakřivení páteře dochází k napřímení a stabilizaci páteře v součinnosti se svaly pletence ramenního a pánevního. Představa o napřímení pak není vytažení páteře na kladce vzhůru, ale její stlačení v sagitální rovině. Zmenšování zakřivení páteře v sagitální rovině mění svalovou souhru, stabilizuje trup a zmenšuje zatížení páteře kaudálně. Nejsou-li zapojeny hluboké zádové svaly do extenze páteře, není možná diferenciací ostatních svalů zapojených do rotace trupu. Funkce rotátorů trupu a diferenciací jejich funkce je závislá na schopnosti extenze, napřímení.

Termín aktivní napřímení páteře používáme k odlišení kvality, kterou chceme cvičením získat. Termín ko-aktivace svalů neznámá pouze izometrickou kontrakci agonistů a antagonistů, ale svalovou souhru, která vede k aktivnímu napřímení a zajištění stabilizace trupu v sagitální rovině.

Dalším důvodem k použití výrazu aktivní napřímení je snaha lépe vyjádřit rozdíl v zatížení páteře. Výsledný vektor všech sil působících na páteř včetně gravitace působí ve vzpřímeném držení směrem dolů, kaudálně. Napřímení, stlačení, vytlačení jsou výrazy, kterými chceme odlišit změnu v držení těla, kdy na základě jiné svalové souhry se zmenší kaudální zatížení páteře.



Obr. 12: Opěrné body nožní klenby

Běžné tělovýchovné vyjádření „vytáhni se vzhůru“ může nahradit slovo stlačení nebo vytlačení, které lépe vystihuje fyziologickou podstatu činnosti svalů pro tento úkon. Napřimování (vytlačování vzhůru) je spouštěno jako program v CNS. Součástí takového programu jsou i opěrné body pro různé výchozí polohy. Vzpřímené držení těla vestoje má základní oporu v nožní klenbě. Opěrné body klenby nožní jsou tři: hlavičky 1. a 5. metatarsu a tuber calcanei (obr. 12).

Každému zamýšlenému pohybu předchází nastavení a stabilizace polohy. Poloha se nastaví ještě dříve, než pohyb začne. Tato anticipační schopnost CNS je ukládána v paměti a rozvíjí se po celý náš život podle naší činnosti (Nashner, 1976). Toto je důležité zjištění zejména při bolestech hybného systému. Nedostatečné zajištění v držení těla a neustále anticipovaná špatná poloha pro daný pohyb je častou příčinou funkčních poruch hybného systému. Při analýze funkčních poruch a bolestivých stavů hybného systému se musíme tedy především zaměřit na kvalitu zaujmutí anticipované výchozí polohy pro zamýšlený cíl. Proto je důležitá analýza výchozí polohy (orientované polohy). Zjistíme-li chybu v nastavení anticipované výchozí polohy, musíme provést nápravu ve stadiu anticipace, nikoliv ve stadiu započatého pohybu. Součástí našeho cvičení je tedy uvědomění si výchozí polohy a její tendence ke změně na začátku pohybu. Otázkou zůstává, kde vzít ideální vzor pro nastavení a stabilizaci polohy. Jedna z možností je studium dětského vývoje.

O svalových souhrách, které se uplatňují při držení těla, pojednává vývojová kineziologie (Vojta, 1996). Vojta nazývá postupný vývoj dítěte zráním CNS (centrální nervové soustavy). Nutková touha dítěte po kontaktu s matkou, jež v sobě zahrnuje též touhu po poznání a vzpřímení, postupně aktivuje v CNS geneticky vrozený program vzpřímení. Postupný vývoj má podle Vojty svá přesná stadia projevů a zákonitostí



Obr. 13

a Vojta je popsal jako ideální vzor držení těla. Jedním z důležitých mezníků vývoje držení těla je podle něj období mezi 3. a 4. měsícem (viz obr. 13). V tomto období uzraje v CNS program svalové souhry, kterou nazval svalovou ko-aktivací pro stabilizaci držení těla v sagitální rovině. Vznik tohoto programu v CNS pak podle Vojty podmiňuje další ideální vývoj držení těla.

V této souvislosti nesmíme zapomenout na proces učení a neustálé interakce s prostředím během vývoje.

6.2 ZÁKLADNÍ PRINCIPY CVIČENÍ

6.2.1 VÝCHOZÍ POLOHA

- Při cvičení vždy vycházíme z výchozí polohy (výchozí poloha je vždy zaujímána pro dosažení určitého cíle – jedná se o orientovanou polohu).
- Výchozí poloha je závislá na opěrných bodech, které proprioceptivními i exteroceptivními signály z místa opory a polohy kloubů vstupují do CNS. Tuto výchozí polohu podmiňuje tento specifický zdroj vzruchů.
- Jakákoliv změna opory znamená i změnu výchozí polohy.
- Při cvičení je nutné rozlišit a uvědomit si, jaké změny nastanou přechodem z návykově zaujímané polohy do nově zaujaté výchozí polohy.

- V nové výchozí poloze je třeba postupně vydržet po dostatečně dlouhou dobu. Dostatečná doba je taková, která umožní změnu přenosu informace v CNS až k následné změně, kterou vnímáme jako změnu svalového napětí a svalové souhry. Tato změna vzniká jako reakce na nový podnět. Na takovém podnětu musíme mít emoční zájem (nutkavá touha), aby došlo k změně priority v používání.
- Dalším důvodem dostatečně dlouhé doby výdrže je nutnost vzniku nové představy o postuře a pohybu. Ideomotorika patří též k posturální ontogenezi. Pomocí motorické představy nebo idey pohybu může člověk použít jen takového prostředku, který si dokáže představit. Piaget tuto schopnost nazývá motorickou inteligencí.
- Z důvodu lepšího porozumění se při cvičení soustředíme nejprve na místa, kde se změny svalového zřetězení projevují nejvíce. Později jsme schopni vnímat změny ve všech klíčových oblastech najednou, naše mysl je pro tento úkol dostatečně rychlá.
- Za klíčové oblasti pokládáme nohy, pletenec pánevní, břicho, bránici, hrudník, pletenec ramenní, ruce a hlavu. Jsou to přechodová místa na těle, kde se změny v držení těla projevují nejzřetelněji a podle těchto projevů můžeme též dobře hodnotit prováděné cvičení.
- Intenzita podnětu pro svalovou aktivitu, která je nutná k zaujmutí výchozí polohy, se řídí individuálně podle vnímavosti cvičence. Zpočátku, kdy je vnímání na probíhající změny menší, musí být úsilí větší. Jakmile se zlepšuje soustředění a uvědomění změn svalového napětí, úsilí se zmenšuje. Postupně vystačíme se zcela malými podněty ke svalové aktivitě. Tyto změny v intenzitě a vnímání jsou i známkou správného postupu při cvičení.

6.2.2 ZAPOJENÍ POHYBU HORNÍCH A DOLNÍCH KONČETIN

- Jakmile jsme si osvojili výchozí polohu, můžeme přejít k další fázi cvičení tím, že její stabilizační funkci podrobíme zatížení. Zaujmeme výchozí polohu a dáme podnět k pohybu končetinami. Tím zatížíme stabilizaci výchozí polohy. Při její nedostatečné kontrole se již při úmyslu udělat pohyb často začne výchozí poloha měnit na návykovou, jež je v mnohých případech i zdrojem

bolestí. Této změně je potřeba zabránit ve fázi úmyslu (anticipace pohybu) a vyčkat, až se opakováním poloha stabilizuje a dostane prioritu před návykovou.

- Naším novým úkolem je nyní zatížit výchozí polohu jenom tak silným podnětem, abychom dokázali zaujatou novou výchozí polohu udržet. Naše úsilí se nesoustředí na zesílení svalů potřebných k zvednutí nohy, ale prioritou je udržení výchozí polohy. Nedovolíme změnu výchozí polohy a čekáme, až se změní těžiště a svalové zřetězení pro daný úkol.
- Tomuto úkolu musíme dát dostatečný čas, protože se nejedná pouze o zesílení svalů, ale o změnu informačního toku pro jiné svalové zřetězení, než je návykové. Občasným střídáním napětí a uvolnění ruky a nohy si lépe uvědomíme opěrné body a změnu v držení těla.

6.2.3 ZAPOJENÍ DÝCHÁNÍ

- Změna držení těla z polohy návykové do polohy výchozí vynutí změnu polohy bránice a jejího následného pohybu při dýchání (Čumpelík, 2006). Tato vynucená změna dýchání jiným držením těla je zároveň i diagnostickým prvkem kvality držení zaujímané výchozí polohy.
- Podle našich zkušeností a výsledků experimentu se při napřímení mění dech na typ „bucket handle“. Stabilizace pletence ramenního a hrudníku umožňuje pohyb žeber do stran. Obsah dutiny břišní působí jako opora pro bránici, což se projeví na stabilizaci držení těla.
- Zlepšování uvědomění vzájemné souhry mezi tělem a dechem, které se cvičením postupně zjemňuje, je též známkou, že cvičíme správně.
- Dobře zaujatá výchozí poloha vynutí změnu dechu. Této změně nesmíme bránit lpěním na starých návycích.
- Učíme se spíše osobní zkušeností než jenom úvahami o tom, že dýchání je úzce spojeno s tělem.
- Delší výdrže v aktivně nastavené poloze jsou zpočátku obtížné. Především nejsme zvyklí na to, že poloha těla vynucuje změnu dechu a je nám to zpočátku nepříjemné. Tato počáteční nepříjemnost je normální reakcí těla na jakoukoliv změnu.

- Vlastní zkušeností postupně zjistíme, že se držení těla a způsob dýchání navzájem ovlivňují. Získáme novou znalost funkce dechu a držení těla. Vznikající změny se tak stanou přirozenými a příjemnými. Je to i indikace správného postupu při cvičení.

6.3 HODNOCENÍ VÝCHOZÍ POLOHY CVIČENCE

Nedílnou součástí reedukačního postupu je hodnocení rozdílu mezi návykově zaujímanou polohou a polohou výchozí. Všímáme si především změn svalového napětí a způsobu dýchání. Návykově zaujímaná poloha a způsob dechu svědčí o tom, jaký posturální program má v CNS prioritu. Cvičenec si musí být těchto změn postupně vědom. Jejich uvědomování je součástí cvičení a terapie. Co nevidíme, nevnímáme a neví nám, je velmi těžké změnit. Mnohokrát se stane, že instruktor vidí u cvičence změny ve svalovém zřetězení při zaujmutí nové výchozí polohy držení těla, ale cvičenec si je neuvědomuje. V takovém případě je nutné obrátit jeho pozornost na tyto viditelné změny, popřípadě mu je ukázat v zrcadle, až si je začne uvědomovat.

6.4 POLOHY PRO CVIČENÍ

Cvičení začínají v lehu na zádech, na břiše a na boku a dále pokračují v sedu a ve stoji. Polohy v lehu mají svou korelaci ke vzpřímenému držení ve vertikále. Pro všechna cvičení zachováváme stejné instrukce, jako je zpevnění nohou a odtlačení, neboť základem cvičení je napřímení, které se přenáší do všech poloh. Polohy postupně obměňujeme, neboť soustředěním dochází k únavě v nervovém systému, což se projeví v touze po změně polohy. Ve všech polohách se cvičenec snaží neustále prohlubovat uvědomění opěrných bodů a následných změn v držení těla a dýchání. Zpočátku jsou instrukce jednoduché a individuální podle vnímání a zkušeností cvičence. Podrobnosti dalšího postupu se odvíjejí podle zvládnutí jednotlivých kroků a odkrývání detailů změn ve svalovém zřetězení, jež zajišťuje stabilizaci držení těla a dýchání.

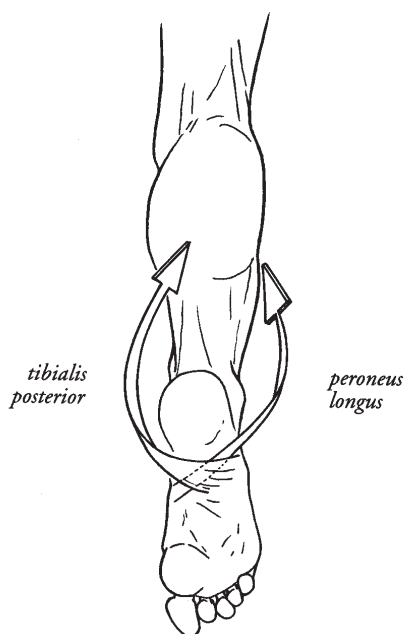
6.4.1 ROZBOR VÝCHOZÍ POLOHY V LEHU

(Jedná se o principy, které jsou platné i pro další cvičební polohy.)

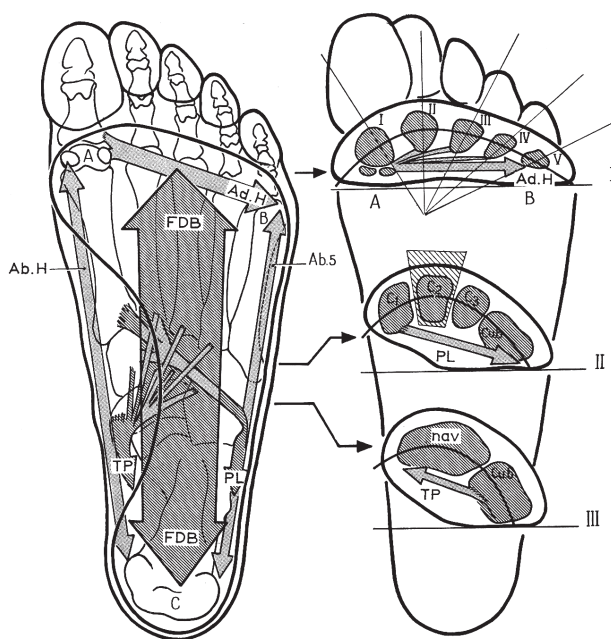
- Leh je tělovýchovný termín, pod kterým rozumíme leh na zádech snožmo. Ve fyzioterapii není jednotný popis cvičení ustálen a tak se často pro vyjádření

záměru cvičení termíny kombinují. Každé specifické odvětví, jako jsou tanec, bojová umění, tělovýchova, ustálila své názvosloví cvičebního tvaru. Cvičební tvar však nemá jenom vnější formu, ale vyjadřuje mnohdy i jiný obsah, který se dlouholetým cvičením cvičenec učí znát. Unožení je v tanci nazváno jinak (battement tendu), protože obsahuje ještě další metodické pokyny pro provedení a cvičenec si je musí osvojit svou zkušeností. O této skutečnosti se zde zmiňujeme proto, že často u popisu cvičení, které není všeobecně známé, je nesnadné vzhledem k neustálenému popisu cvičení správně interpretovat. Popis a rozbor cvičebního tvaru tak může zahrnovat jenom část sdělení, které pak musí doplnit učitel v osobním předání.

- Instrukce a termíny použité pro výchozí polohu v lehu jsou používány i pro ostatní výchozí polohy, protože se vždy jedná o napřímení - nácvik zpevnění těla pro jeho vzpřímené držení. Svalové zřetězení pro napřímení je přenosné na všechny ostatní polohy. U vertikálních poloh je vše ztíženo uplatněním gravitace, ale princip svalového řetězení zůstává stejný. Pokud neumíme zpevnit tělo a napřímít se vleže, pak jej s největší pravděpodobností neumíme ani zpevnit a napřímít vestoje. Specifika jednotlivých poloh jsou uvedena zvlášť.
- Výchozí poloha v lehu se liší od návykové opěrnými body a svalovým zřetězením. Tyto změny a jejich důležitost si musíme uvědomit. Vnímat změny je součástí cvičení.
- Cvičící osoba leží uvolněně v navyklé poloze na zádech.
- Jestliže je postavení nohou v supinaci nebo pronaci, změním toto postavení na neutrální (mezi supinací a pronací). Zpočátku je toto postavení nepříjemné z důvodu jiného svalového zřetězení v dolních končetinách, zvláště pak v kyčlích.
- Základní oporou vzpřímeného držení jsou opěrné body nožní klenby.
- Svalová aktivita vlastních svalů nohy stabilizuje tlakové opory nožní klenby označené na obr. 14b jako ABC a aktivita bérceových svalů podpírá svým tahem tarsální kosti a spoluvytváří tak nožní klenbu – viz obr. 14a (Kapandji, 1975).
- Tato svalová ko-aktivace vytváří předpětí v noze a stabilizuje nožní klenbu. Je základní oporou vzpřímeného držení těla a svou aferentací vyvolává



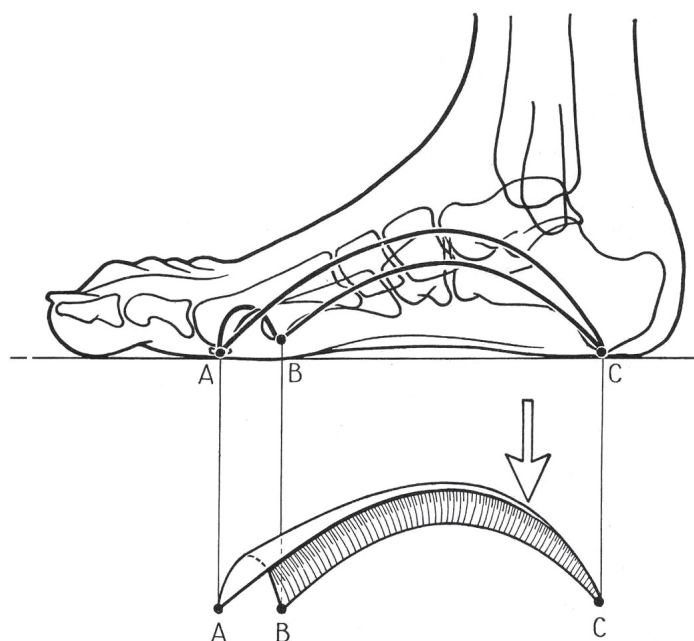
Obr. 14a: Tah svalů *m. peroneus longus* a *m. tibialis post*



Obr. 14b: Vnitřní svaly nohy (Kapandji)

v CNS napřímení celého těla. K navození lepšího vnímání přiložíme prsty ruky na opěrné body nožní klenby (hlavička 1. a 5. metatarsu a hrbol kosti patní) a vyzveme cvičence, aby do nich zatlačil (obr. 19). Tím si body lépe uvědomí a postupně si uvědomí i svaly, které toto zpevnění umožní. Odtlačení od třibodové opory kraniálně zvětší aktivitu bérceových svalů. Použijeme-li průměr lodní plachty (Kapandji, 1975), pak body upnutí plachty A, B, C zůstávají fixovány na místě, aktivují se vnitřní svaly nohy, a směr větru vzdouvající se plachty je aktivitou bérceových svalů. Toto vzniklé předpětí vyvolává napřímení, které je důležité pro vzpřímené držení těla (obr.15).

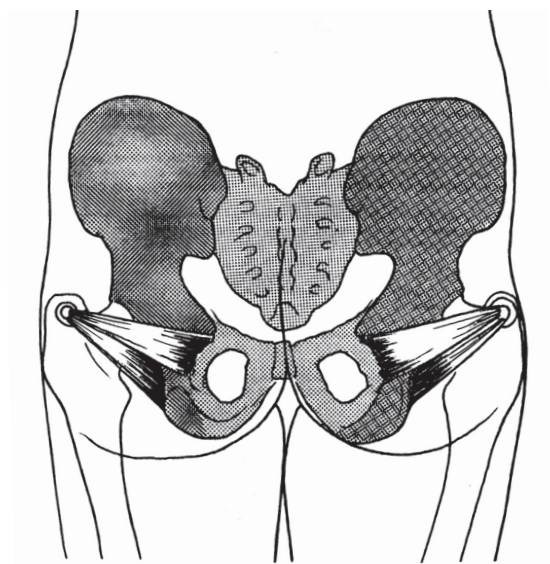
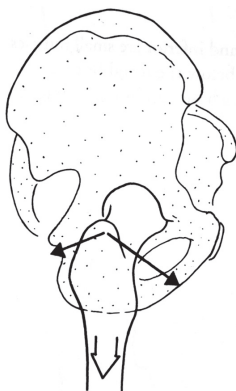
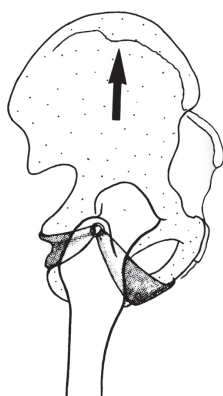
- Účelem odtlačení tedy není pouze posílení lokálního svalstva, ale především vyvolání svalové souhry pro vzpřímené držení. Na odtlačení reaguje i bránice a hrudník změnou postavení a dýchání. Tyto změny jsme zaznamenali v pilotní studii MR a fotogrammetrickým měřením.
- Odtlačení vytvoří svalové zřetězení, jež facilituje napřímení a je součástí výchozí polohy. Cvičenec se musí naučit vnímat reakce svalů na odtlačení a jeho uvolnění (předpětí v noze) i na vzdálenějších místech těla.
- Při napřímení se aktivují zejména svalové souhry v klíkových kloubech kyčle a rameno. U kyčelního kloubu je důležitá souhra svalů *m. obturatorius inter-*



Obr. 15: Přirovnání nožní klenby k lodní plachtě

nus a m. obturatorius externus, které působí na pánev pod osou spojnic kyčelních kloubů a ovlivňují její postavení. Calais-Germain (1993) toto svalové zavěšení pánve na velké trochantery přirovnává k houpačce (obr. 16c). Při stabilizaci dolních končetin dochází k napřímení pánve (obr. 16a), při stabilizaci pánve k napřímení dolních končetin (obr. 16b). Při stabilizaci obou částí zároveň a ko-aktivitě obou svalů je pánev vytlačována kraniálně a dolní končetiny kaudálně (obr. 16c). Dochází též k odlehčení v kyčelních kloubech.

- Cvičenec musí získat reálný pocit, že souhrnná aktivita napřímení vyvolá změny v klíčových oblastech, kde jsou změny nejvíce zřejmé. Uvědomění si změn jako reakce na změnu opory je součástí cvičení a zároveň hodnocením jeho správného provedení. Tímto uvědomováním získá cvičenec nástroj kontroly jako zpětné vazby a bude schopen rozpoznat vliv těchto změn na držení těla.



Obr. 16: *Fixace*

a) *dolních končetin*

b) *pánve*

c) *pánve a dolních končetin zároveň*

6.5 POPIS CVIČENÍ

1. Aktivace nožní klenby

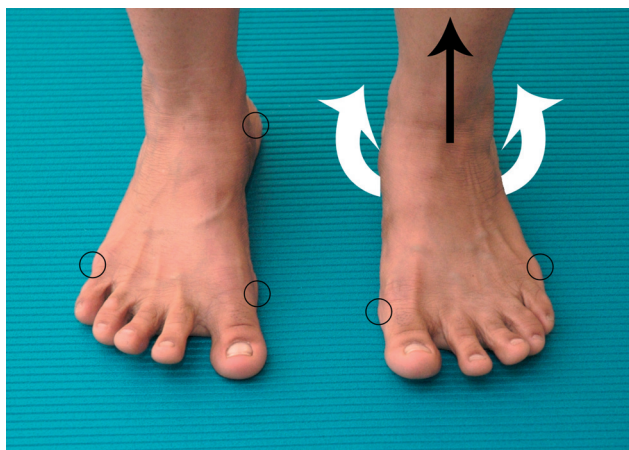
Výchozí poloha:

Sed skrčmo nebo sed na židli

Průběh cviku:

Cvičenci řekneme, aby zpevnil nohu a opřel se o tři body na chodidle (obr.17) – body A, B, C hlavičky 5. a 1. metatarsu a hrbol kosti patní. Ostatní části chodidla se snaží aktivně zvednout. Tato aktivace svalů vytvoří svalové předpětí klenby nohy a dá jasnou představu o jejích oporách. Cvičenec musí získat reálný pocit, že je schopen zvýšit tlak do těchto opor, a později být schopen se o takto zpevněné opěrné body odtlačit. To znamená, že tendence pohybu není pouze do podložky, kaudálně, ale od podložky, kraniálně. Svalové předpětí, opory a tvar nožní klenby vytváří aferentní impulsy do CNS, která pak aktivuje základní vzpřímené držení těla a jeho stabilizaci.

Prsty nohy se neopírají o zem, ale jsou lehce nadzvednuty a protaženy do dálky, opora je o tři zmíněné body, nikoliv o prsty. (Opora o prsty znamená podle Véleho testu špatnou stabilizaci těla.) Pro kontrolu správného nastavení nohy sledujeme vzniklé změny svalové souhry v klíčových oblastech těla, které je touto souhrou vytlačováno kraniálně. Vyzveme cvičence, aby si tyto vzniklé změny souhry svalů začal uvědomovat.



Obr. 17: Opora nohy a tah bérceových svalů



Obr. 18: Přiložení prstů na opěrné body nožní klenby

2. Leh

Výchozí poloha:

Leh

Průběh cviku:

Poté, co si cvičenec uvědomí návykovou polohu v lehu na zádech, vyzveme jej, aby zpevnil klenbu nohy a uvědomil si opěrné body chodidla a odtlačil se od nich jako od fiktivní podložky – obr. 19 (viz též cvičení 1. Aktivace nožní klenby). Pokud toho není schopen, přiložíme mu prsty na opěrné body a vyzveme jej, aby se od těchto bodů odtlačil (obr. 19). Cvičenec si postupně uvědomuje vzniklou svalovou souhru – vytlačení těla kraniálně. Musí získat pocit protažení, pocit „růstu do výšky“. Toto vzniklé svalové zřetězení vleže se později přenesse i do vertikály.



Obr. 19: Zpevnění nohy a odtlačení se od opěrných bodů

Cvičenec v lehu vydrží, pokud mu je poloha ještě příjemná, a naučí se v ní přirozeně pravidelně dýchat (hrudník se rozvíjí do stran a pohyb žeber je typu *bucket handle*).

3. Leh na břiše

Výchozí poloha:

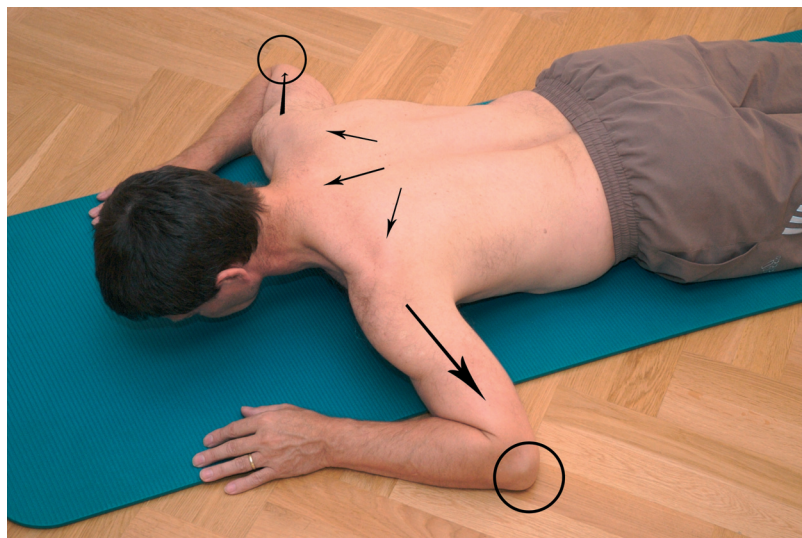
Leh na břiše paže skrčmo, dlaně na podložce, nártý volně na podložce, hlava položena na čele (obr. 20).

Průběh cviku:

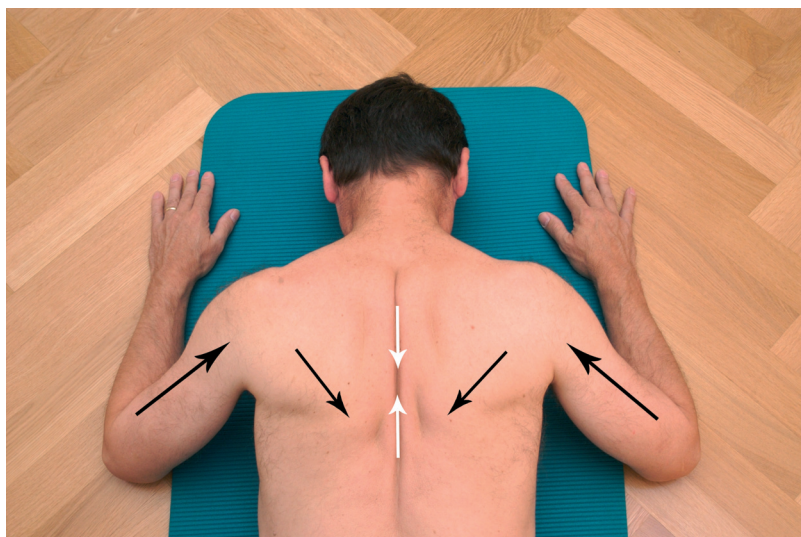
Tělo leží v návykové poloze a cvičenec si ji uvědomuje. Zpevní nožní klenbu a opěrnými body chodidla se odtlačí od fiktivní podložky. Pokud toho není schopen, přiložíme mu prsty na opěrné body a cvičenec se od prstů odtlačí (obr. 18). Dojde ke svalovému zřetězení a tělo se aktivně napřímí.

Ko-aktivace svalů kolem lopatky probíhá směrem k opěrným bodům na loktech a dochází k extenzi hrudní páteře (obr. 20). Fixace lopatek s tahem svalů k páteři neuemožní extenzi hrudní páteře (obr. 21) a nedojde k napřímení.

Cvičenec vydrží v této poloze pokud je mu to příjemné, kontroluje polohu a fixaci lopatek a učí se v ní pravidelně dýchat.



Obr. 20: Tah svalů k opoře na loktech



Obr. 21: Tah mezilopatkových svalů k páteři

4. Leh na břicho roznožný pokrčmo, bérce na podložce

Výchozí poloha:

Leh vpředu na horní části hrudníku, trup je prohnutý, nohy pokrčmo roznožené, chodidla vztyčena, pánev vysazena, ruce upažené pokrčmo povýš, dlaně vpřed, hlava otočena vlevo nebo vpravo (obr. 22).

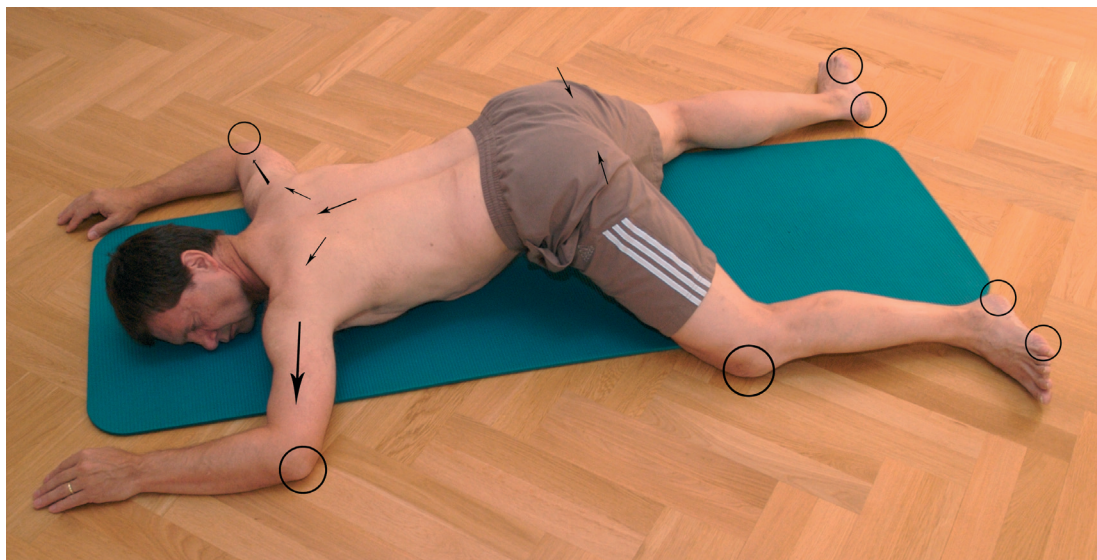
Průběh cviku:

Cvičenec zpevní klenbu nohy a v místě opěrných bodů chodidla se odtlačí od fiktivní podložky.

Není-li cvičenec schopen této představy, přiložíme mu prsty na opěrné body chodidla. Reflexně dojde ke svalovému zřetězení a tělo se zpevňuje a napřimuje. Zvětšuje se vnější rotace a extenze v kyčelních kloubech, dochází k extenzi v hrudní páteři, stabilizují se lopatky oporou o lokte a páteř je vytlačována kraniálně. V této poloze se cvičenec postupně učí dýchat a snaží se uvolnit především hrudník, aby umožnil napřímení páteře. Vydrží-li dostatečně dlouho, dojde k postupnému uvolnění, vnější rotaci a k extenzi v kyčelním kloubu. Dechový vzor se změní na typ bucket handle.

Hmotnost dolní poloviny těla se přenáší na hrudník, kde dochází k extenzi hrudní páteře a uvolňuje se pletenec ramenní. Tento přenos je umocňován aktivním zapojením mm. obturatorii, které při fixaci dolních končetin tlačí pánev kraniálně. Skloubení pánve a dolních končetin je jednou z klíčových oblastí vzpřímeného držení těla. Než se

tělo vzpřímí do vertikály, musí dojít ke zpevnění trupu a extenzi hrudníku. Stabilizaci kyčelního kloubu zajišťují periartikulární svaly, zejména pak mm. obturatorius internus a externus, které působí pod osou tvořící spojnici obou kyčelních kloubů. Správná funkce zmíněných svalů zabezpečuje též co největší styk mezi kloubní jamkou a hlaví femuru.



Obr. 22: Tah svalů k opěrným bodům

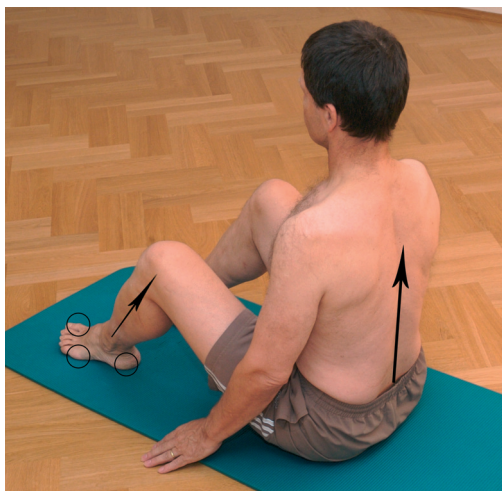
5. Sed skrčmo

Výchozí poloha:

Sed skrčmo, chodidla jsou na zemi, ruce položeny na kolenou, dlaně obráceny k zemi. (Při malé počáteční pohyblivosti v kyčelním kloubu je možné si podložit sedací kosti podložkou.)

Průběh cviku:

Cvičenec znovu jako v předchozích cvičeních zpevní klenbu nohy a odtlačí se od opěrných bodů. Odtlačení vyvolá ko-aktivace svalů dolní končetiny a periartikulárních svalů kyčle a napřímí pánev. Přestože sedíme skrčmo, dojde k napřímění trupu a změně se dechový vzor na typ bucket handle (obr. 23).



Obr. 23: Sed s oporou o nohy
– napřimení



Obr. 24: Sed bez opory o nohy
– zhroucení

6. Předklon pokrčmo

Výchozí poloha:

Podřep, nohy rovnoběžně v šíři pánve – hluboký ohnutý předklon, ruce opřeny o zem dlaněmi vpřed (obr. 25).

Poznámka: V případě, že poloha je pro cvičence obtížná, tak podle jeho pohybových dispozic ruce opřeme o zvýšenou podložku nebo o sedadlo židle. V tomto cvičení je důležité překlopení pánve v kyčlích, nikoliv dosažení rukama co nejnižše na zem.

Průběh cviku:

Cvičenec zpevní klenbu nohy a od jejích opěrných bodů se odtlačí. Při nastavení chodidla si všimneme, jaké je postavení bérce a femuru. Orientačním bodem postavení je patela. Patela musí směřovat nad druhý metatars, který tvoří funkční osu nohy. V případě, že patela směřuje jinak, není postavení femuru v kyčli správné. Můžeme s jistotou konstatovat, že jde o návykovou tendenci v postavení nohy a kyčelního kloubu, kterou je nutné změnit. Kloub kyčelní, kolenní a kotník musí být v ose. Je nutné nastavit periartikulární svaly kyčle tak, aby patela směřovala nad druhý metatars nohy a femur byl stabilizován.

Jsou-li dolní končetiny fixovány, působí periartikulární svaly kyčle na pánev, zejména m. obturatorius externus iniciuje anteverzi pánve. Aktivitou těchto svalů při fixovaných dolních končetinách dochází k distrakci v kyčelních kloubech (Obr. 16c), což vede k napřimení páteře. Při předklonu s flektovanými koleny to zpravidla ne-



Obr. 25: Předklon s aktivním napřímením

jsou hamstringy, které omezují překlopení pánve, ale vnější rotátory kyčle. V poloze cvičenec vydrží, dokud je mu příjemná, a všímá si, jak se upravuje dech. Žebra se postupně začnou pohybovat do stran. Oporou paží o zem nebo o zvýšenou podložku se stabilizuje pletenec ramenní a dojde k napřímení hrudní páteře. Krční páteř a hlava jsou uvolněné, nepřepjaté a svaly jsou zřetženy s abdominální oblastí, čímž se udržuje nitrobřišní tlak. Při zatažení břišních svalů a vysunutí bránice do hrudníku se zhorší stabilizace trupu a zvětšuje se napětí v krční páteři.

Poznámka na závěr:

Ve všech uvedených cvičeních se uplatňuje stejný princip svalového zřetžení pro vzpřímené držení těla, jen k tomu dochází v jiném funkčním zařazení. Stabilizace trupu v sagitální rovině je aktivní ve všech polohách. Tato stabilizace provází předklon, záklon i rotaci pokaždé v jiném funkčním zapojení. Každý cvičenec musí individuálně nalézt hranici mezi tuhostí a uvolněním, jež umožní pohyb, ale zachová stabilizaci polohy. Vše se děje postupnými kroky, až se dosáhne naprosté přirozenosti. Je však neustále nutné tato jednoduchá cvičení denně opakovat a obměňovat k upevnění napřímení, které pak umožní správnou svalovou diferenciaci pro cílený pohyb. Aktivita svalů dolních končetin umožní lépe stabilizovat pánev a lépe rozložit zátěž na páteř, což zamezí jejímu lokálnímu přetížení.

7. KLINICKÉ TESTY

U funkčních poruch hybného systému je narušena i svalová souhra mezi ventrální a dorzální muskulaturou trupu. Tato souhra je důležitá pro vzpřímené držení těla. Prvky svalové souhry podmiňující vzpřímení se projevují i v horizontálních polohách a jsou podle vývojové kineziologie (Vojta, 1995) základem vzpřímeného držení těla.

7.1 PŘEHLED TESTŮ

- Stabilizace pletence ramenního s ohledem na napřímení hrudní páteře v lehu na břiše.
- Stabilizace trupu v lehu na zádech (stabilizace trupu v sagitální rovině).
- Stabilizace trupu v lehu na boku (laterální stabilizace trupu).
- Stabilizace dolních končetin ve stoji na jedné noze s dynamikou výstupu na podstavec.
- Hodnocení dechových pohybů.

7.2 HODNOCENÍ TESTŮ

K hodnocení testů jsme zvolili tři stupně:

- 3 = správné provedení
- 1 = chybné provedení
- 2 = mezistupeň, tendence k chybnému provedení

Tyto hodnoty jsme zaznamenali do tabulek, kde se rozlišuje zvlášť hodnocení před cvičením a po cvičení.

7.3 POPIS TESTŮ

1. TEST STABILIZACE PLETENCE RAMENNÍHO

Tento test má za úkol zjistit, jaká je svalová souhra při fixaci pletence ramenního ve vztahu k podélné ose těla v lehu na břiše. Test má tři fáze. Nejprve testujeme, jaká je návyková poloha pletence ramenního. V druhé fázi sledujeme polohu lopatek při ak-

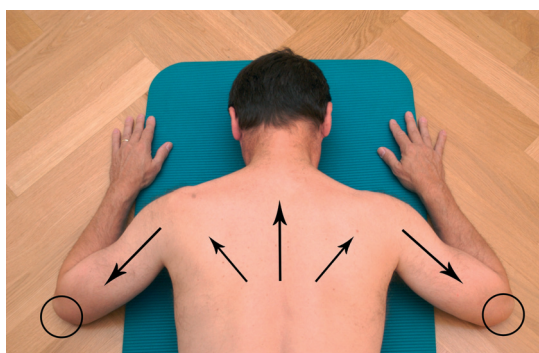
tivní změně opory ve vztahu k napřímění páteře. Třetí fáze testu je stejná jako druhá, jenom se přidá úmysl pohybu těla vpřed.

Poloha:

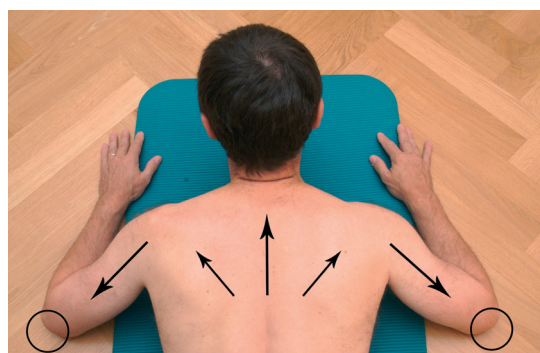
Leh na břiše, skrčit připažmo, dlaně vpřed vedle ramen, hlava přímo (obr. 26).

Pokyny k provedení testu:

1. Uvolněte lopatky do stran.
2. Zatlačte lokty směrem do podložky v podélné ose humeru.
3. Zatlačte lokty směrem do podložky v podélné ose humeru, zvedněte hlavu s úmyslem pohybu vpřed v podélné ose těla (obr. 27).
4. Extenze hrudní páteře, napřímění.



Obr. 26: Tah svalů směrem k opoře



Obr. 27: Zvýraznění pohybu vpřed

Hodnotíme:

1. postavení lopatek
2. postavení lopatek
3. postavení lopatek
4. extenzi hrudní páteře

Hodnocení správného provedení – 3:

1. Lopatky přiléhají k hrudníku a nejsou v addukci, svaly pletence ramenního jsou uvolněné.
2. Lopatky přiléhají k hrudníku a mají tendenci pohybu k vzniklým opěrným bodům na loktech, do abdukce. Dojde k extenzi hrudní páteře, což umožní svalovou diferenciaci vertebro-skapulárních a humero-skapulárních svalů pro

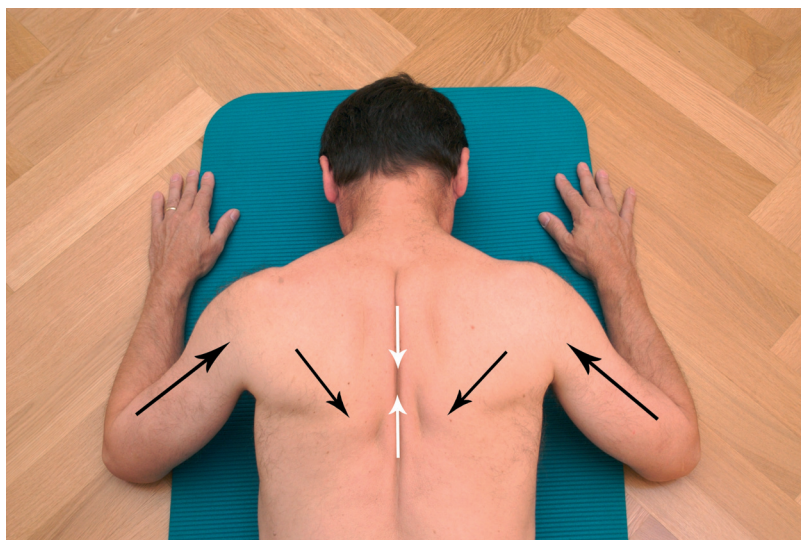
daný směr pohybu. Paže se ko-aktivací svalů zpevní. Sledujeme především zapojení svalů následně uvedených do zmíněné svalové souhry – m. triceps brachii, m. teres minor, m. infraspinatus a m. serratus anterior, jež v koordinaci s ostatními svaly určují směr průniku fixace pletence ramenního.

3. Provedení třetí fáze testu je shodné v počátku s druhou fází testu. Je zde však ještě vyjádřen úmysl pohybu podélné osy těla vpřed. Tato fáze postihuje dynamiku napřímení a svalovou diferenciaci hlubokých svalů páteře ve spojení s fixací pletence ramenního s ohledem na udržení podélné osy těla.
4. Extenze hrudní páteře, napřímení.

Hodnocení špatného provedení – 1:

Je takové, kdy dochází k addukci lopatek, lopatky nepřiléhají k hrudníku a nedojde k extenzi hrudní páteře (napřímení) – pro fáze 1, 2, 3, 4 stejné (obr. 28).

Hodnocení – 2: přechod mezi 3 a 1



Obr. 28: Tah svalů k páteři (nedojde k napřímení hrudní páteře)

2. TEST PRO STABILIZACI TRUPU

U tohoto testu sledujeme především kvalitu držení podélné osy těla v lehu na zádech. Schopnost přenosu těžiště v podélné ose těla kraniálně do hrudní páteře (TH4). Kaudální posun osy těla při zvedání nohou.

Poloha:

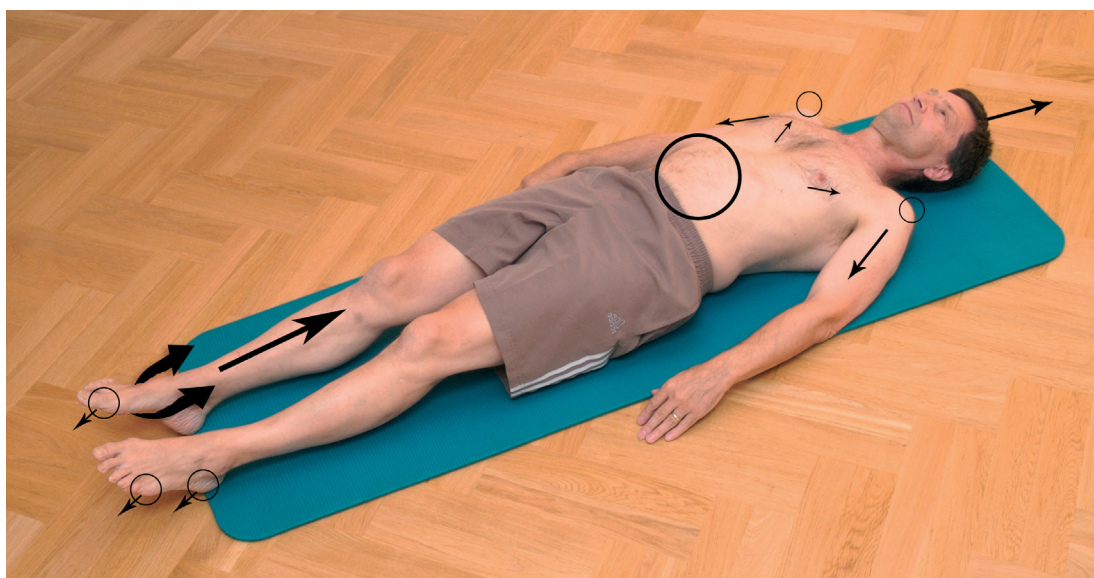
Leh (obr. 29).

Pokyny k provedení testu:

Pomalou pokrčujte obě dolní končetiny současně v kolenních i kyčelních kloubech. Dolní končetiny suneme po podložce, nezvedáme je (obr. 29).

Hodnotíme:

1. extenzi hrudní páteře, Th
2. extenzi krční páteře a polohu ramen
3. posun těla kaudálně



Obr. 29: Zachování opor při pokrčování dolních končetin

Hodnocení správného provedení – 3:

Ideální provedení – při úmyslu zvednout nohy se zpevní poloha trupu v jeho podélné ose. (Anticipace držení těla pro účelový pohyb.) Dojde k extenzi hrudní páteře, kraniothorakálního a thorakolumbálního přechodu. Podélná osa těla je napříměna. Při samotném pohybu flexe dolních končetin nedojde k posunu těla kaudálně, antevertzi pánve, ke zvětšení bederní lordózy, ke zvětšení krční lordózy, posunu ramen do protrakce. Sternum se nepohybuje ventrálně.

Hodnocení špatného provedení – 1:

Tělo se posouvá kaudálně, zvětší se bederní lordóza, ramena jdou do protrakce, bránice zůstává v horním postavení (obr. 30).

Hodnocení – 2: náznak přechodu od 3 k 1



Obr. 30: Chybné uvolnění opor při pokrčování dolních končetin

3. TEST PRO LATERÁLNÍ STABILIZACI

U tohoto testu sledujeme stabilizaci podélné osy těla a fixaci pletence ramenního vleže na boku. Z fáze zaujaté polohy do polohy výchozí.

Poloha:

Podpor ležmo vpravo na pravém předloktí (nebo vlevo na levém předloktí), nohy mírně pokrčeny, hlava na podložce (obr. 31).

Pokyny k provedení testu:

Zvedněte hlavu, s úmyslem pohybu těla v podélné ose kraniálně (obr. 32).

Ideální provedení – zvednutím hlavy a úmyslem pohybu trupu kraniálně se zpevní pletenec ramenní. Směr svalové souhry vertebro-skapulárních a humero-skapulárních svalů směřuje do opory o spodní končetinu. Lopatka přilne k hrudníku a směřuje do abdukce. Hrudní páteř se napřimuje.



Obr. 31: Poloha na boku

Hodnotíme:

1. postavení lopatky a napřímění páteře

Hodnocení správného provedení – 3:

Hodnotíme postavení lopatky, v souvislosti s napříměním podélné osy páteře. Lopatka leží přilnuta k trupu a směřuje do abdukce.

Hodnocení špatného provedení – 1:

Lopatka odstává od trupu, je v horním postavení a směřuje do addukce.

Hodnocení – 2: náznak přechodu od 3 k 1



Obr. 32: Napříměná poloha na boku

4. TEST PRO HODNOCENÍ ZAOSENÍ NOHY A KOLEN

Tento test hodnotí stabilizaci, zaosení (anglicky alignment) dolní končetiny vůči pánvi a trupu (ve stoji na jedné noze) při výstupu na zvýšenou podložku. Hodnotíme, jak jsou do svalové souhry vzpřímení zapojeny bérkové svaly stabilizující kotník a klenbu nožní (m. tibialis posterior a m. peroneus longus) a periartikulární svaly kyčle (m. obturatorius externus, m. obturatorius internus).

Poloha:

Stoj před 5 cm vysokým podstavcem (obr. 33).

Pokyny k provedení testu:

Pohyb: osoba položí pravou nebo levou dolní končetinu na podstavec a vystoupí na něj a tento pohyb několikrát opakuje (obr. 34).

Cvičení opakuje druhou dolní končetinou.

Ideální provedení – patela směřuje nad druhý metatars, kterým prochází osa dolní končetiny. Subtalární kloub je v neutrální poloze (mezi supinací a pronací nohy), viz obr. 34.



Obr. 33: Přípravná poloha



Obr. 34: Výstoupení na podstavec

Hodnotíme:

1. orientaci pately na L a P dolní končetině (DK)
2. postavení nohy na L a P DK

Hodnocení správného provedení – 3:

Patela zůstává nad osou druhého metatarsu a nedochází k vnitřní nebo vnější rotaci v kyčelním kloubu. Pánev zůstává v horizontálním postavení.

Noha je ve středním postavení, nedochází k pronačnímu nebo supinačnímu postavení nohy a tím ani k poklesu nožní klenby.

Hodnocení špatného provedení – 1:

Dolní končetina není v ose (zjištěno podle popsanych orientačních bodů) nebo se změnila orientace paty při výstupu na podstavec (obr. 35).



Obr. 35: Vyosení dolní končetiny – pronace nohy a vnitřní rotace femuru

5. TEST HODNOCENÍ DECHOVÝCH POHYBŮ

Test hodnotí, jak zaujmutí vzpřímené polohy ovlivňuje dýchání.

Poloha:

Stoj.

Pokyny k provedení testu:

Cvičenec stojí a volně dýchá.

Ideální provedení – cvičenec je rovnoměrně opřen o opěrné body nožní klenby. Osa dolních končetin je zachována (viz test č. 4), osa těla je napříměna (viz popis v testu č. 2), hrudník a pletenec ramenní jsou zpevněny a bránice je opřena o abdomi-

nální oblast. Žebra se pohybují do stran (typ *bucket handle*). Sternum je stabilizováno. Břišní svaly jsou oporou pro bránici. Jejich správnou opěrnou funkci sledujeme na pohybu pupeční krajiny. Bránice tak může vykonávat stabilizační funkci osy těla a zároveň dechové pohyby (obr. 37 a 38).



Obr. 37: Výdech



Obr. 38: Nádech

Hodnotíme:

1. pohyby volných žeber
2. pohyb sternu
3. pohyby v oblasti pupeční krajiny

1. Pohyby volných žeber

Hodnocení správného provedení – 3:

Dolní žebra se pohybují laterálně. Není-li jejich pohyb dostatečně zřejmý, orientujeme se o jeho pohybu palpací na zádech i na boku. Břicho má tendenci se vyklánět do strany.

Hodnocení špatného provedení – 1:

Žebra se pohybují jiným směrem než při správném provedení.

Hodnocení – 2: náznak přechodu od správného ke špatnému provedení.

2. Pohyb sterna

Hodnocení správného provedení – 3:

Sternum je stabilizováno a při dýchání se nezvedá.

Hodnocení špatného provedení – 1:

Sternum se pohybuje kraniálně.

Hodnocení – 2: náznak přechodu od od správného ke špatnému provedení.

3. Pohyby v oblasti pupeční krajiny

Hodnocení správného provedení – 3:

V oblasti pupeční krajiny nedochází ke kraniálnímu pohybu.

Hodnocení špatného provedení – 1:

Dochází při dynamice dechu k pohybu pupeční krajiny.

Hodnocení – 2: náznak přechodu od od správného ke špatnému provedení.

7.4 POUŽITÍ KLINICKÝCH TESTŮ

Testy hodnotí svalové souhry, jež se vyskytují v testovacích polohách a jsou důležité pro vzpřímené držení těla. Citlivým indikátorem jejich změn je dýchání, které na ně citlivě reaguje (viz Studie MR a Studie vztahu mezi rozložením váhy těla na nožní klenbu a dýcháním). Fotogrammetrická metoda a nalezení BAP indexu umožní hodnotit dýchání, rozdělit je do tříd a porovnat je s výsledky klinických testů.

7.5 PRŮBĚH HODNOCENÍ TESTŮ

Projekt trval 4 roky a během této doby jsme vyšetřili 90 cvičenců: 41 studentů FTVS a 49 studentů z jiných fakult. Žádný z vyšetřovaných neměl akutní problémy pohybového aparátu.

Na první skupině 41 studentů Fakulty tělesné výchovy a sportu (dále FTVS) jsme ověřovali a hledali vhodné klinické testy. Na základě získaných výsledků a jejich rozboru byly testy několikrát měněny a upravovány do definitivní podoby.

ROK	Počet osob	Působíště
2004	41	Studenti Fakulty tělesné výchovy a sportu UK
	20	Cvičenci pravidelného kurzu zdravotního cvičení
	8	Studenti 3. lékařské fakulty UK
2005	6	Členové Státní opery Praha SOP
	5	Studenti Akademie múzických umění UK HAMU
	10	Cvičenci pravidelného kurzu zdravotního cvičení

Tabulka 1: Přehled skupin cvičenců a jejich působíště

Celkově zůstalo pět testů, které hodnotí svalovou souhru fixace lopatky, stabilizaci těla a napřímení podélné osy těla v sagitální rovině, laterální stabilizaci a napřímení podélné osy těla, zaosení (alignment) DK a dýchání.

Volili jsme několik testovacích poloh – v lehu, v lehu na břiše, v lehu na zádech, v lehu na boku a ve stoji, protože centrálně řízený koordinační mechanismus svalové souhry nabývá při jiné poloze a účelu zaujmutí polohy vždy jinou platnost. Například k ověření toho, jak je břišní muskulatura zařazena do svalové souhry vzpřímení, musíme použít více poloh. Pro každodenní normální hybnost existuje mnohostranné automatické zapojení svalů v různé souhře a s různou funkční diferenciací. Cílené trénování určité svalové skupiny nemůže odstranit funkční nedostatek, tak jako jedna poloha nestačí k ověření svalové souhry pro vzpřímené držení těla.

Tyto testy pak byly použity pro vyšetření skupiny náhodně vybraných cvičenců: 8 studentů fyzioterapie, z toho jeden muž, 3 studenti lékařské fakulty UK (dále LF), 6 operních pěvců, z toho 2 muži ze Státní opery Praha (dále SOP), 5 studentek taneční pedagogie Hudební Akademie múzických umění UK (dále HAMU), 30 cvičenců, z toho 22 žen a 8 mužů, kteří pravidelně již po mnoho let cvičí zdravotní cvičení, pod vedením jednou týdně 2 hodiny.

Hodnocení klinickými testy bylo provedeno vždy před cvičením a po ukončení cyklu cvičení.

U skupiny cvičenců, kteří pravidelně cvičí zdravotní cvičení, se opakované měření uskutečnilo po celodenním intenzivním cvičení, jež trvalo 10 dní v rámci cvičebního soustředění.

U ostatních skupin cvičenců se cvičilo průběžně (viz tabulka 2).

Index	Skupina	Počet osob	Doba trvání	Cvičení
L	3LF 2004	8	4 týdny	1h, 3x týdně
A	Opera 2005	6	6 týdnů	1h, 3x týdně
H	HAMU 2005	5	6 týdnů	1h, 3x týdně

Tabulka 2: Přehled počtu skupin cvičenců a doby průběhů cvičení

7.6 ANALÝZA VLIVU CVIČENÍ NA VÝSLEDKY KLINICKÝCH TESTŮ

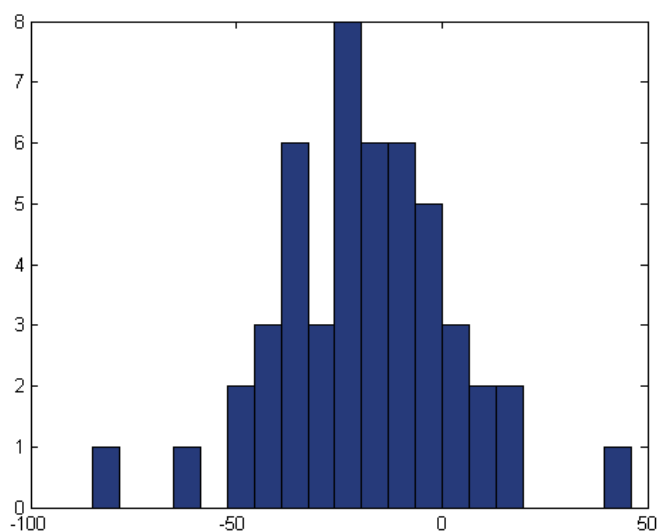
Klinické testy byly provedeny na vzorku 49 cvičenců, a to vždy před cvičením a po cvičení. Pro analýzu vlivu cvičení na výsledky klinických testů jsme použili souhrnná bodová ohodnocení (viz bodové hodnocení testů). Výsledky klinických testů před a po cvičení jsou uvedeny v tabulce 3.

Cvičenec	Před	Po	Cvičenec	Před	Po	Cvičenec	Před	Po	Cvičenec	Před	Po
1	233	232	14	198	225	27	223	227	40	193	187
2	210	225	15	213	225	28	193	228	41	183	220
3	223	231	16	193	220	29	200	241	42	149	166
4	183	196	17	208	246	30	241	226	43	156	139
5	219	238	18	236	244	31	210	199	44	155	161
6	154	215	19	209	231	32	163	224	45	150	171
7	200	227	20	178	222	33	250	204	46	159	199
8	199	207	21	190	206	34	224	228	47	187	192
9	227	238	22	201	203	35	200	220	48	168	201
10	177	224	23	113	198	36	163	215	49	182	207
11	217	241	24	138	184	37	202	224			
12	168	214	25	139	178	38	221	236			
13	214	239	26	206	228	39	230	211			

Tabulka 3: Výsledky klinických testů jednotlivých cvičenců

K analýze použijeme párový t-test. Ten testuje, zda je střední hodnota výsledků před cvičením rovna střední hodnotě výsledků po cvičení. Vzhledem k tomu, že po cvičení očekáváme spíše zlepšení, budeme testovat hypotézu rovnosti středních hodnot proti jednostranné alternativě, že je střední hodnota výsledků před cvičením menší než střední hodnota výsledků po cvičení.

Předpokladem pro použití párového t-testu je normální rozdělení rozdílů výsledků před a po cvičení. Z histogramu těchto rozdílů (obr. 39), který je podobný křivce hustoty normálního rozdělení, lze usuzovat, že předpokládáním normality neriskujeme velkou chybu.



Obr. 39: Histogram rozdílů výsledků klinických testů

Párový test vyhodnocujeme na základě statistiky

$$T = \frac{\bar{X}}{\sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}} \sqrt{n}, \quad (1)$$

kde n je počet cvičenců, X_i ($i = 1, \dots, n$) jsou rozdíly výsledků před a po cvičení (tj. např. $X_1 = 233 - 232 = 1$) a $\bar{X}$ je průměr z hodnot $X_1, \dots, X_n$. Hypotézu o rovnosti středních hodnot před a po cvičení zamítneme, jestliže je hodnota T nižší než kritická hodnota Studentova rozdělení s $n-1$ stupni volnosti pro dvojnásobek stanovené hladiny (tzn. chceme-li například testovat hypotézu na 5% hladině, porovnáváme s kritickou hodnotou $t_{n-1}(0,1)$). Kritické hodnoty Studentova rozdělení najdeme například (Likeš, 1978).

Vyhodnocení t-testu jsme provedli pomocí statistického balíku k softwaru MATLAB. Ten umožňuje vypočítat přímo p-hodnotu (nejmenší možná hladina zamítnutí), a není tedy nutné porovnávat statistiku T s kritickou hodnotou. Vypočtená p-hodnota je rovna $6,027 \cdot 10^{-8}$. Můžeme tedy zamítnout hypotézu o rovnosti středních hodnot výsledků klinických testů před a po cvičení ve prospěch alternativní hypotézy, že střední hodnota před cvičením je menší než střední hodnota po cvičení, dokonce i na 1% hladině.

Provedený test tedy prokázal pozitivní vliv cvičení na výsledky klinických testů.

7.7 SOUHRN

Vytvořili jsme vlastní klinické testy pro hodnocení držení těla. Vyšetřili jsme skupinu 49 cvičenců před cvičením a po ukončení cyklu cvičení. Na základě analýzy vlivu cvičení na klinické testy bylo provedeno srovnání párovým t-testem. Podle výsledků můžeme usuzovat, že cvičení má na výsledky klinických testů pozitivní vliv.

Tyto klinické výsledky jsou dále ještě porovnávány s výsledky fotogrammetrického měření, protože naší snahou je objasnit vztah mezi držením těla a dýcháním. V tomto směru je to náš první úspěšný pokus o prokázání této vzájemné závislosti. Jsme si vědomi, že k seriózní medicínské interpretaci tohoto vzájemného vztahu nás čeká ještě mnoho práce. Musíme hledat další možnosti zpřesnění jednotlivých částí testů a váhy významnosti při hodnocení. Index váhy testů je též důležitou součástí korelace s BAP indexem u fotogrammetrického měření. Při zpracování dat je třeba též více zohlednit anatomické rozdíly jedinců, které mohou mít vliv na hodnocení jednotlivých testů. Tyto zkušenosti se zákonitě promítají do provedení cvičení. Testy musí především hodnotit kvalitu řídicí funkce a tedy i kvalitu cvičení a v tomto směru vidíme nyní další možnosti, jak dosáhnout zlepšení. Dále je nutné k ověření širší platnosti rozšířit vzorek cvičenců, než přikročíme k aplikaci na medicínské diagnózy.

8. STUDIE FOTOGRAMMETRICKÉHO MĚŘENÍ DECHOVÝCH POHYBŮ

8.1 ÚVOD

Z předešlých zkušeností víme, že dýchání je velice citlivým indikátorem stavu držení těla. Funkci bránice můžeme přirovnat spíše k membráně než k pístu. Jaká bude její poloha a směr pohybu, záleží nejenom na naší schopnosti kontroly bránice CNS, ale i na integraci s kontrolou držení těla. Dokážeme-li rozlišit jednotlivé typy dechových pohybů, pak můžeme posuzovat i novou kvalitu stavu držení těla a dále studovat související zákonitosti. Zkoumání tohoto vzájemného vztahu má svá úskalí a mnoho neznámých faktorů, které zjišťujeme během zkoumání. Je však též známo, že držení těla a dýchání jsou významným původcem funkčních poruch hybného systému a bez dobré znalosti funkce nemůže být terapie a prevence funkčních poruch hybného systému dostatečná. Ke zjištění těchto vztahů a k odhalení existence jejich možných zákonitostí bylo nutné nalézt spolehlivou metodiku měření dechových pohybů, která postihne jemné změny funkce dýchání. Zvolili jsme princip měření fotogrammetrickým systémem, jehož výhodou je i bezkontaktní měření.

8.1.1 ZÁKLADNÍ CHARAKTERISTIKA FOTOGRAMMETRIE

Fotogrammetrie se zabývá rekonstrukcí tvarů, zjišťováním rozměrů a určováním polohy předmětů, které jsou zobrazeny na fotografických snímcích. Lze ji definovat jako vědní obor, který se zabývá zpracováním informací na fotografických snímcích a je součástí dálkového průzkumu Země. U digitální fotogrammetrie probíhá veškeré zpracování obrazu na počítačích. Jsou implementovány známé algoritmy k řešení úloh klasické fotogrammetrie, jako je triangulace, snímková orientace, ortoprojekce a stereoskopické měření. Digitální fotogrammetrie obsahuje i některé metody zpracování obrazu (image processing) a počítačové vidění (computer vision).

8.1.2 SOUVISEJÍCÍ PRÁCE

Ferrigno (1994) použil ve své práci k měření dechových pohybů systém ELITE. Tento systém dokáže snímat až 100 značek umístěných na lidském těle. Značky mají tvar polokoule o průměru 6 mm a jsou pokryty retroflexní odrazovou vrstvou. Byly

použity čtyři analogové kamery a každá z nich měla svůj vlastní zdroj světla. Dvě kamery jsou párově umístěny na zadní straně těla a dvě (rovněž párově) na přední straně těla snímané osoby. ELITE umí změřit třídimenzionální pozice značek v prostoru rychlostí až 100 snímků za sekundu s přesností $\pm 0,2$ mm. Takto koncipovaný systém jim však umožňuje jenom rekonstrukci objemu plic nikoliv měření dechových pohybů.

8.2 CÍL STUDIE

Cílem této studie je nalézt metodu měření dechových pohybů. Rozdělit dechové pohyby podle jejich pravděpodobnostní příslušnosti k zvoleným etalonům dýchání. Dále pak upravit výsledná data pro možné další zpracování a porovnání s jinými klinickými hodnotami měření. Zjistit, jestli dechové pohyby reagují na změny stavu držení těla.

8.2.1 HYPOTÉZA

Předpokládáme, že dechové pohyby budou reagovat na změnu stavu držení těla.

8.3 METODIKA VÝZKUMU

8.3.1 PLÁN EXPERIMENTU

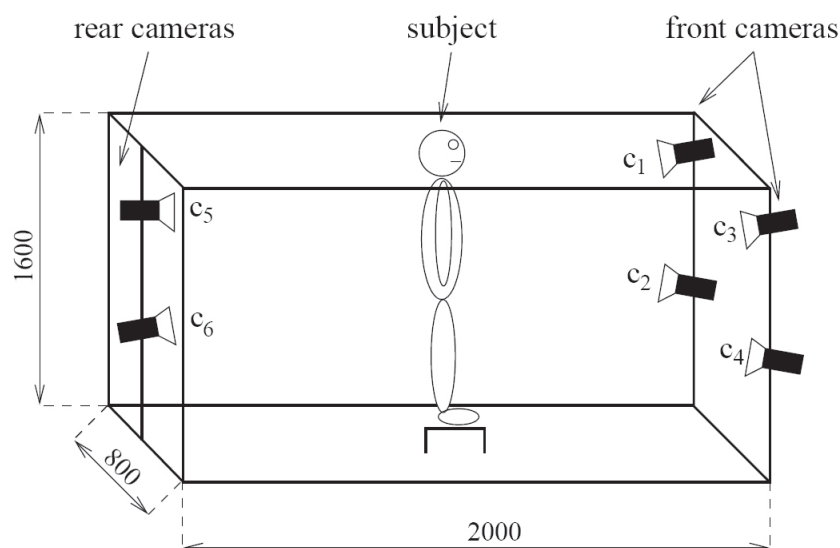
1. Přizpůsobit a nastavit fotogrammetrický systém pro snímání dechových pohybů.
2. Sestavit plán protokolu měření a výběru cvičenců.
3. Normalizovat naměřená data pro možnost dalšího porovnání a zpracování.
4. Porovnat závislost mezi měřením fotogrammetrií a klinickými testy.

8.3.2 PŘIZPŮSOBENÍ A NASTAVENÍ FOTOGAMMETRICKÉHO SYSTÉMU

Fotogrammetrický systém pro měření dechových pohybů jsme vyvíjeli čtyři roky jako součást projektu grantového úkolu MZ ČR NK 7735-3/2003 ve skupině počítačového vidění na katedře kybernetiky ČVUT. Systém jsme postupně přizpůsobovali klinickým záměrům a technickým možnostem zobrazení. Jeho výhodou je bez-

kontaktní systém měření, kdy lze pomocí alespoň dvou kamer zaměřených na určitý bod na těle zrekonstruovat jeho absolutní pozici v prostoru ve třech souřadnicích X, Y, Z s přesností $\pm 0,1$ mm. Zařízení se skládá ze 6 kamer umístěných na speciálním rámu. Vzhledem k anatomickému tvaru hrudníku jsme umístili čtyři kamery zepředu a dvě zezadu párově zleva a zprava.

K získávání obrazů jsme použili černobílé digitální kamery TM-9701, které pracují v osmibitovém režimu s rozlišením 760×484 bodů. Synchronizace snímání všech kamer, které jsou připojeny ke třem šestnáctibitovým frame-grabberům DT3157, je zajištěna speciálními obvody. Získané obrazy jsou dále ukládány na externí PC k pozdějšímu zpracování. Celková snímková rychlost je patnáct snímků za sekundu, jeden snímek se skládá ze šesti obrázků.



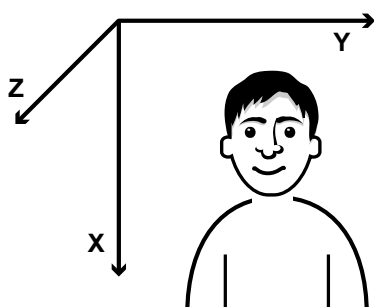
Obr. 40: Konstrukce měřicího rámu a rozmístění kamer

8.3.3 PROTOKOL MĚŘENÍ

Pro měření jsme vybrali nejprve skupinu 8 studentů fyzioterapie z 3. lékařské fakulty; z toho byl 1 muž. Experiment pak probíhal v několika etapách snímání fotogrammetrií. Následovalo cvičení pod odborným vedením, 3 dny v týdnu po jedné hodině během 4 týdnů. Opětovně došlo k fotogrammetrickému měření a zpracování výsledků. Obdobně jsme pracovali se skupinou cvičenců zpěváků ze Státní opery Praha. Zde jsme prodloužili cvičení na 6 týdnů. Skupina se skládala ze 6 cvičenců,

ve které byli 2 muži. Ještě jsme pracovali se skupinou 5 studentek taneční pedagogie z katedry tance HAMU UK, kde cvičení ve stejném režimu probíhalo 6 týdnů. Dále jsme zvolili kontrolní skupinu 7 cvičenců, která neprošla cvičením. Chtěli jsme zjistit, jakou míru vlivu má na fotogrammetrické měření dechových pohybů nové prostředí při stoji v uzavřeném rámu a případná nervozita s tímto novým prostředím spojená. Očekávali jsme, že pokud nedojde k výrazné změně typu dýchání mezi prvním a druhým měřením u této kontrolní skupiny, jež se neúčastnila cvičení, zmíněné vlivy nemají zásadní vliv na měření dechových pohybů.

Při vlastním snímání stojí cvičenec s nalepenými značkami na těle (typ značek a jejich umístění na těle je popsáno v oddíle „Pandy“) uvnitř sestrojeného rámu (obr. 40) na nastavitelném podstavci, poněvadž cvičenci nejsou stejně vysokí a obzor vymezený snímáním kamer je limitován. Cvičenec je vyzván k hlubšímu dýchání a operátor, který sleduje cvičencův dech, stiskne tlačítko vždy při kulminaci nádechu a výdechu. Toto označení je nutné k identifikaci měřicího procesu. Na jeden pokus se změří minimálně 5 sekvencí nádech-výdech.¹⁾



Obr. 41: Osy fotogrammetrického systému X, Y, Z

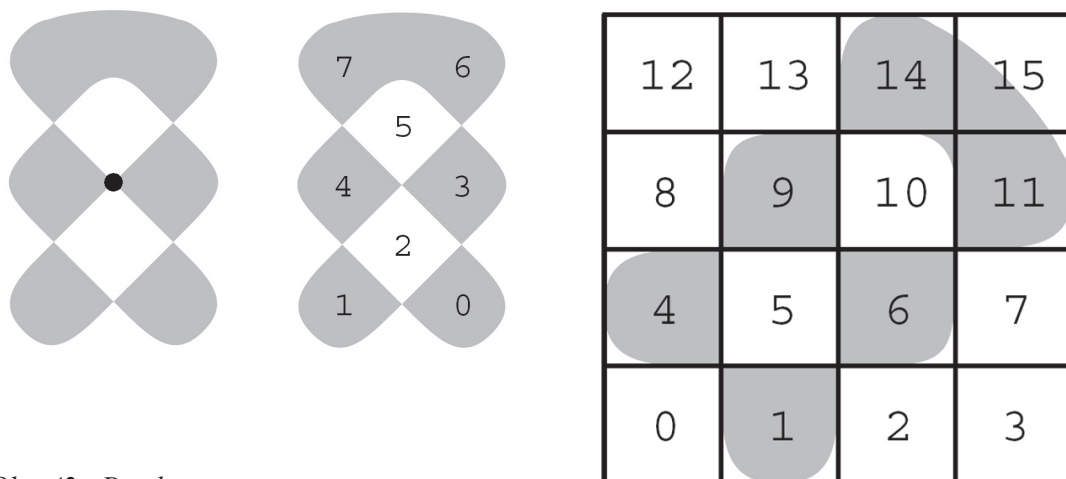
Orientace os fotogrammetrického systému z pohledu na měřený subjekt je následující: osa X je vertikální, osa Y je horizontální, osa Z udává předozadní směr.

K zaručení požadované přesnosti detekce pand $\pm 0,1$ mm je nutné před každým měřením kalibrovat všechny kamery pomocí speciálně vyrobeného terče (Čihák, 2005).

1) Za zmínku stojí historie protokolu měření. V prvních fázích projektu se měřila sekvence klidového dechu, hlubokého dechu a dechu po zátěži, kdy cvičenec vyběhl bezprostředně před měřením po schodech do druhého patra budovy a zpět. Cvičenec byl také při snímání opřen o zářezku v oblasti kyčelních kostí a o temeno hlavy z důvodu možné mechanické eliminace nedechových pohybů. Tyto pokusy se však ukázaly jako méně vhodné (odtud i zjištění náklonu vlevo u všech měření cvičence pro prototypové snímání dechů). Lepší možností se ukázalo nalezení matematického modelu k eliminaci nedechových pohybů. Hluboký dech se zvolil pro lepší rozlišitelnost rozsahu pohybu a proto, aby operátor snáze odhadl kulminaci nádechu a výdechu, která je důležitá pro označení začátku snímaného záznamu. Do budoucna je potřeba zajistit automatické snímání dechu.

8.3.4 PANDY

Pandy jsou speciální značky, které umožňují automatickou detekci a čtení (Zýka, 2003). Mřížka pandy má ve svém středu jasně definovaný referenční bod (obr. 41a) a svou identifikační hodnotu v osmibitovém binárním kódu v mřížce 4 x 4 (obr. 41c).



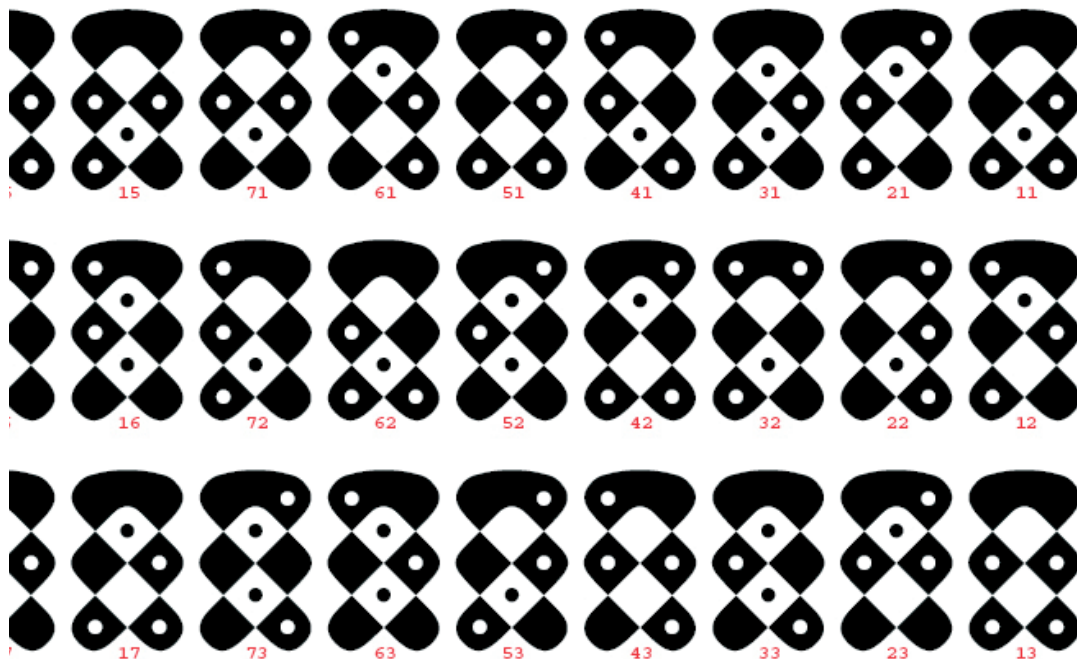
Obr. 42: Pandy

a) Referenční bod

b) Umístění bitů

c) Určující mřížka pandy

Pandy mají své referenční označení a jsou natištěné na samolepicím papíře (obr. 43).



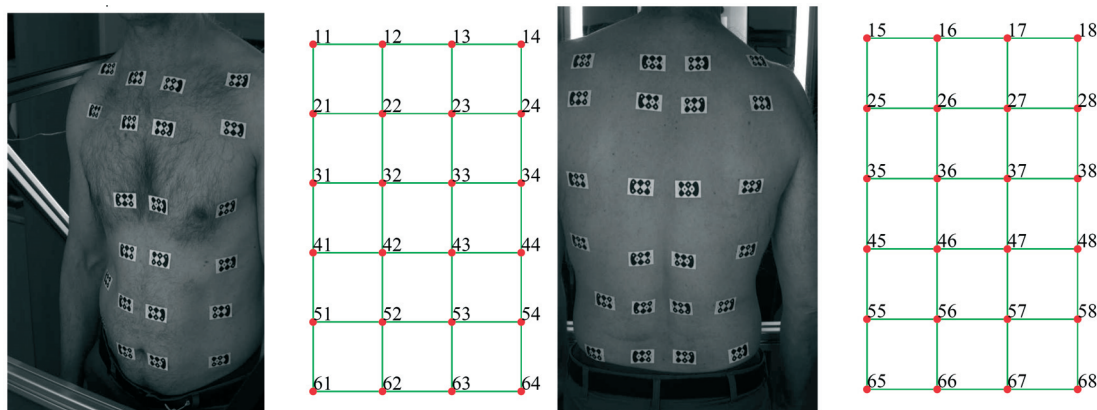
Obr. 43: Natištěné pandy na samolepicím papíře

Lepí se přesně v daném pořadí na kůži cvičence. Bod na těle, vybraný pro nalepení pand, je určen podle:

- anatomické rozvahy, která zohledňuje očekávané pohyby žeber, sternu a abdominální oblasti
- možnosti automatické detekce a jejich čtení
- snadné opakovatelnosti jejich rozmístění na těle pro další měření.

Zvolené body na lidském těle, na které se lepí pandy, vytvářejí speciální mříž horizontálních a vertikálních linií.

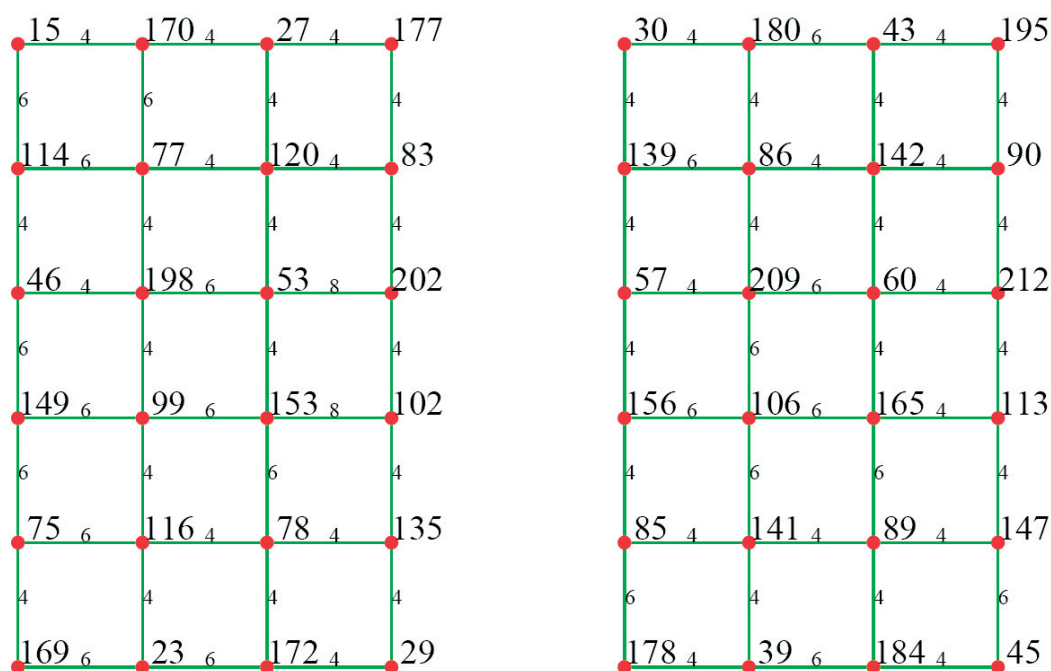
Na každé horizontální linii jsou umístěny čtyři body na ventrální a čtyři na dorzální straně těla a vytváří vertikální linie (obr. 44). Tyto body mají své označení k, j , kde k ($= 1, 2, \dots, 6$) je index pro každou z 6 horizontálních linií a j ($= 1, 2, \dots, 8$) je index pro jejich umístění na vertikálních liniích.



Obr. 44: Anatomické umístění pand na těle
a) zepředu

b) zezadu

Každé překřížení horizontálních a vertikálních linií je jasně definovaný uzel, který je označen nalepenou pandou. Kód sousedních pand je zvolen tak, aby Hammingova vzdálenost byla 4 bity (obr. 45). Díky známému rozložení schématu pand se dá částečně přečtený kód opravit, což je důležité, pokud je úhel sklonu příliš velký a kód přestává být čitelný. Detekované pandy se triangulací umísťují do trojosého systému s přesností $\pm 0,1\text{mm}$.



Obr. 45: Kódové označení mřížky:

- velké číslice jsou hodnoty binárního kódu vyjádřené v dekadické soustavě
- malé číslice jsou Hammingovy vzdálenosti mezi sousedními dvojicemi

8.3.5 ANATOMICKÉ ROZMÍSTĚNÍ MĚŘICÍCH BODŮ

Na ventrální straně těla jsou body j_2, j_3 v úrovni sternoklavikulárních kloubů a body j_1, j_4 v úrovni akromioklavikulárních kloubů. Na dorzální straně těla jsou body j_6, j_7 umístěny z obou stran páteře na kostovertebrálních kloubech; body j_5, j_8 jsou na liniích k_1, k_2, k_3 umístěny v polovině spina scapulae a na liniích k_4, k_5, k_6 jsou umístěny v polovině hřebene kosti kyčelní.

Všechny horizontální linie $k_1, k_2, \dots, k_6$ jsou určeny rozmítnutým laserovým paprskem, který je promítán na tělo cvičence. Úroveň linií je dána anatomicky na ventrální straně a přenesena na dorzální stranu laserovým paprskem, otočením cvičence zády. Linie k_1 je určena sternoklavikulárním kloubem, linie k_2 druhým žebrem. Linie k_3 je u muže určena poloviční vzdáleností mezi druhým žebrem a processus xiphoideus, linie k_4 je v úrovni processus xiphoideus, linie k_5 je v poloviční vzdálenosti mezi processus xiphoideus a umbilikem. U žen je linie k_3 určena poloviční vzdáleností mezi druhým žebrem a spodním okrajem prsu na mamilární linii. Linii k_4 určuje spodní okraj prsu na mamilární linii. Linii k_5 určuje poloviční vzdálenost mezi spodním okrajem prsu a pupkem na mamilární linii. Linie k_6 je u mužů a žen stejná v úrovni pupku.

Poznámka:

V anatomii a v klinickém pozorování jsou typy dýchání popisovány podle směru pohybu žeber. Pandy, které jsou nalepeny na kůži, nemohou sledovat přímo pohyby jednotlivých žeber, protože žebra při dechovém pohybu podklouznou pod kůží. Fotogrammetrií tedy měříme úrovně změny objemu hrudníku, nikoli přímo samotné pohyby žeber. Proto také rozmístění pand není provedeno striktně podle polohy žeber.

8.3.6 PRIMÁRNÍ MĚŘENÍ

Systém změří polohu pand poprvé v kulminaci nádechu a podruhé v kulminaci výdechu. Spočítá vektor posunu pro každou pandu mezi kulminacemi. Tento výsledek nazýváme primárním měřením. Primární měření se musí pro možnosti porovnávání výsledků normalizovat a převést na příznaky, které se speciálně označí podle jejich významu a funkce.

8.3.7 PŘEHLED NORMALIZAČNÍCH KROKŮ PRO PRIMÁRNÍ MĚŘENÍ

Primární měření bylo nutné sjednotit a upravit z následujících důvodů:

- eliminace nedechových pohybů;
- odstranění individuálních anatomických rozdílů mezi jednotlivými cvičenci;
- sjednocení rozdílů hloubky nádechu a výdechu jak mezi jednotlivými cvičenci, tak i mezi jednotlivými sekvencemi nádechu-výdechu navzájem;
- pro možnost porovnání dat a zařazení jednotlivých dechů do tříd BAP (*bucket, abdominal, pump*) se převedou naměřená data z tříosého modelu X, Y, Z na model dvouosý X, Z;
- nalezení příznaku nazvaného BAP index (tento index vyjadřuje pravděpodobnou příslušnost k vzorovému měření etalonu);
- porovnání BAP indexu s klinickými testy.

Eliminace nedechových pohybů

Domníváme se, že pohyby, které jsou snímány fotogrammetrickým systémem na pandách č. 66 a č. 67 (obr. 45), jsou pro své anatomické umístění spíše posturálního rázu než rázu dechového a můžeme je použít k přepočtu eliminace nedechových pohybů.



Obr. 46: Pozice pand č. 66 a 67 pro přepočítání nedechových pohybů

K eliminaci vektoru tohoto pohybu držení těla se pohyb ostatních pand vztáhne k těmto bodům. Bod x_m pak představuje nový počátek, který leží v polovině spojnice bodů x_{66} a x_{67} (reprezentujících indexované pandy) podle vzorce

$$x_m = \frac{1}{2} (x_{66} + x_{67}). \quad (1)$$

Všechny ostatní body x_{kj} jsou opraveny odečtením bodu x_m podle vzorce

$$x_{kj}^* = x_{kj} - x_m, \quad k = k_1, k_2, \dots, k_6; \quad j = j_1, j_2, \dots, j_8 \quad (2)$$

Tyto dva výpočty se provedou zvlášť pro měření v kulminaci nádechu a zvlášť pro měření v kulminaci výdechu. Tato normalizace odstraní většinu nedechových pohybů.

Sjednocení anatomických rozdílů

Odstranění anatomických rozdílů.

Na každé z k linií se vypočte těžiště pro 8 bodů na j liniích:
pro nádech (i) – inspiration, podle vzorce

$$x_k(i) = \frac{1}{8} \sum_{j=1}^8 x_{kj}^*(i) \quad (3)$$

a pro výdech (e) – expiration, podle vzorce

$$x_k(e) = \frac{1}{8} \sum_{j=1}^8 x_{kj}^*(e) \quad (4)$$

Z těchto dvou získaných těžišť – nádech $x_k(i)$ a výdech $x_k(e)$ – v dané k linii vypočteme vektor rozdílu mezi nádechem a výdechem $x_k = x_k(i) - x_k(e)$ a získáme jediný vektor posunu na každé linii k . Každý vektor má tři složky v souřadnicích X, Y, Z, což dohromady dává 18 hodnot.

Dalším krokem normalizace je eliminace laterálních pohybů z měření.

Jako druhý krok eliminace se převede tříosý model (X, Y, Z) na model dvouosý (X, Z). Při zvoleném modelu dýchání bude zobrazovat x'_k rozdíl těžišť $x_k(i)$ a $x_k(e)$ a pomocí projekční matice P se odstraní hodnoty na ose Y.

Provedeme vynásobení vektoru x_k maticí P podle vzorce

$$x'_k = P \cdot x_k, \quad (5)$$

kde $P = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ a kde x'_k je výsledný rozdíl s eliminovanými pohyby na ose Y.

Sjednocení rozdílnosti hloubky nádechu a výdechu

Tímto krokem eliminujeme odchylky v hloubce jednotlivých nádechů, které jsou během experimentu různé. Je nutné přepočítat velikosti změny těžiště mezi nádechem a výdechem x'_k na jednotnou délku. Ze všech vektorů x'_k pro $k = k_1, k_2, \dots, k_6$ vypočítáme normalizační koeficient s podle vzorce

$$s^2 = \sum_{k=1}^6 \|x'_k\|^2. \quad (6)$$

Všechna x'_k dělíme konstantou s podle vzorce

$$x''_k = \frac{x'_k}{s}, \quad (7)$$

Jedná se o soubor 2 x 6 hodnot, jehož sloupce odpovídají liniím 1, 2, ..., 6 a řádky osám X a Z. To znamená, že dostaneme 2 x 6 čísel pro jedno měření mezi nádechem

a výdechem. Soubor čísel charakterizuje pohyb mezi nádechem a výdechem a můžeme jej uspořádat do formy vektorů. Namísto šesti vektorů tak získáme jeden vektor m pro snadnější zpracování.

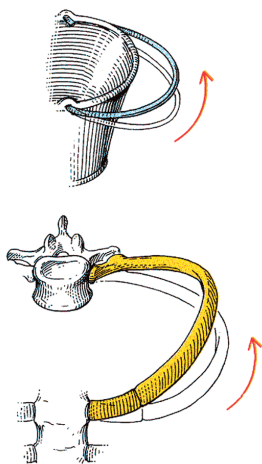
$$X_1, X_2, \dots, X_6 \text{ a } Z_1, Z_2, \dots, Z_6 \quad (8)$$

$$m = [X_1, X_2, \dots, X_6, Z_1, Z_2, \dots, Z_6] \quad (9)$$

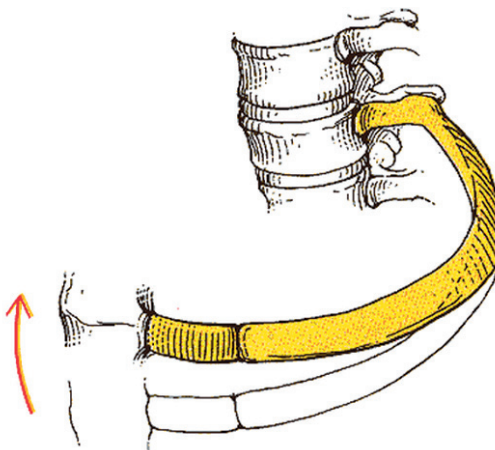
Máme tedy jeden dvanáctidimenzionální vektor m .

8.4 PROTOTYPY DÝCHÁNÍ - ETALONY

Předpokládáme, že individuální držení těla je vždy spojeno s individuálním dýcháním. Na základě tohoto předpokladu jsme zvolili prototypy dýchání, abychom zjistili, který typ dechu převládá při určitém typu držení těla. Vycházíme z popisu dýchání podle Kapandjiho (1975) a Caroly (1990). Zvolili jsme rozdělení dýchání podle pohybu sternu, žeber a abdominální krajiny. Žebro je kloubními spoji zavěšeno na páteř a sternum. Toto zavěšení připomíná svěšené držadlo kbelíku. Tento pohyb je podle toho nazván – *bucket handle movement* (obr. 47).



Obr. 47: *Bucket handle movement*



Obr. 48: *Pump handle movement*

Další pohyb hrudníku můžeme sledovat při dominanci pohybu sternu. Tento pohyb připomíná pohyb ruční pumpy na vodu odtud název – *pump handle movement* (obr. 48).

Třetí typ dechového pohybu je pohyb bránice, který můžeme pozorovat na změnách tvaru abdominální oblasti – odtud *abdominální dýchání*.

Pohyb žeber ve směru bucket handle samozřejmě svým anatomickým uspořádáním ovlivní pohyb též v ostatních osách měření. Podle našeho předpokladu je důležité určit, který směr pohybu je dominantní a ke kterému z typů dechu se přibližuje. Dominanci určuje směr pohybu sternu (*pump handle movement*), žebra (*bucket handle movement*) a abdominální části (*abdominal movement*).

K získání experimentálních prototypových hodnot dýchání (etalonu) jsme změřili cvičence s dlouholetou zkušeností s dechovým cvičením. Cvičenec byl změřen dvakrát v rozmezí čtyř měsíců a bylo zaznamenáno celkem 15 sekvencí nádech – výdech typem *pump handle*, 14 sekvencí typem *bucket handle* a 13 sekvencí typem *abdominal*. Pro každý z typů byly vypočítány průměrné standardní odchylky, zvláště pro nádech a výdech a všechny opakované pokusy.

8.4.1 NALEZENÍ BAP INDEXU

Redukce dimenze je provedena pomocí Fisherovy metody lineární diskriminační analýzy (Duda, 2001). Redukci jsme provedli nalezením projekční matice W . Matice W o rozměru 2×12 převádí dvanáctidimenzionální měření m na dvojdimenzionální příznak F podle vzorce

$$F = W \cdot m \quad (10)$$

Zároveň se snížením dimenze je navržen pravděpodobnostní model. Pro každý ze zvolených typů dýchání máme k dispozici vzorové měření a jeho redukci pomocí matice W , kterou nazveme etalon. Pravděpodobnost podobnosti příznaku F je vyjádřena k tomuto etalonu a řídí se normálním rozdělením pravděpodobnosti. Pro naše účely jsme zvolili tři etalony, které označujeme písmeny B, A, P. Tím vzniknou tři pravděpodobnostní příslušnosti ke třídám B, A, P, čili k jednotlivým dechovým prototypům (Krtička, 2006). Těto trojici hodnot budeme říkat BAP charakteristika.

Matice W byla nalezena tak, aby poměr vzdáleností mezi jednotlivými etalony vůči rozptylu příznaků pro opakovaná měření byl co největší (Krtička, 2006). Souhrnný BAP index vznikne z BAP charakteristiky podle vzorce

$$\text{BAP} = 300 \cdot B + 200 \cdot A + 100 \cdot P \quad (11)$$

8.5 VÝSLEDKY

8.5.1 VÝSLEDKY MĚŘENÍ ETALONŮ DECHOVÝCH POHYBŮ

LINIE	OSA		
	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	-0.16 ± 0.06	0.09 ± 0.08	0.18 ± 0.12
2	-0.25 ± 0.05	0.07 ± 0.07	0.33 ± 0.09
3	-0.38 ± 0.04	0.03 ± 0.05	0.42 ± 0.05
4	-0.40 ± 0.05	0.01 ± 0.03	0.33 ± 0.06
5	-0.25 ± 0.04	0.02 ± 0.01	0.08 ± 0.05
6	-0.17 ± 0.04	0.01 ± 0.02	-0.17 ± 0.04

Tabulka 4:

Průměrné změny těžišť a jejich rozptylů ve třech osách pro etalon B – bucket handle

Osa X (superio-inferiorní): Během dýchání v této ose dochází k zvětšení hrudníku směrem kraniálním na všech měřených liniích hrudníku, nejvíce však v oblasti dané liniemi 2, 3, 4.

Osa Y (latero-laterální): Pohyb v této ose není prakticky žádný. Největší hodnoty právě v linii 1 mohou ukazovat na nedechový pohyb.

Osa Z (posterioro-anteriorní): Během dýchání se zvětšuje pohyb především v horní části hrudního koše (linie 1–3), oblast břicha se naopak zatahuje (linie 5–6).

LINIE	OSA		
	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	0.007 ± 0.12	0.03 ± 0.09	-0.01 ± 0.17
2	0.08 ± 0.05	0.03 ± 0.08	-0.02 ± 0.15
3	0.08 ± 0.05	0.04 ± 0.05	-0.04 ± 0.11
4	0.02 ± 0.07	0.04 ± 0.04	0.04 ± 0.11
5	-0.02 ± 0.08	0.04 ± 0.04	0.57 ± 0.09
6	0.15 ± 0.11	0.04 ± 0.05	-0.70 ± 0.08

Tabulka 5:

Průměrné změny těžišť a jejich rozptylů ve třech osách pro etalon A – abdominal

Osa X: Během dýchání dochází k velmi malému kraniálnímu pohybu hrudníku, na linii 5 dokonce k opačnému pohybu.

Osa Y: Během dýchání dochází k velice malému laterálnímu pohybu na všech liniích.

Osa Z: Během dýchání dochází k zvětšenému pohybu zvláště na liniích 5 a 6 a dokonce k malému zmenšení pohybu na liniích 1, 2 a 3.

LINIE	OSA		
	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
1	-0.22 ± 0.06	0.05 ± 0.05	0.43 ± 0.10
2	-0.28 ± 0.06	0.02 ± 0.04	0.42 ± 0.09
3	-0.33 ± 0.06	0.03 ± 0.04	0.22 ± 0.09
4	-0.41 ± 0.06	0.04 ± 0.03	0.03 ± 0.11
5	-0.25 ± 0.05	0.05 ± 0.02	-0.08 ± 0.10
6	-0.18 ± 0.05	0.02 ± 0.01	-0.03 ± 0.04

Tabulka 6:

Průměrné změny těžišť a jejich rozptylů ve třech osách pro etalon P – pump handle

Osa X : Během dýchání dochází k zvětšení pohybů, méně v horní části hrudníku a více v jeho dolní části.

Osa Y: Během dýchání dochází k velice malému laterálnímu pohybu hrudníku, o něco většímu na liniích 1, 2 než na liniích ostatních. Z klinického pohledu je zde však jasný rozdíl v pohybu žeber než u B. K zvětšení pohybu hrudníku je u P primární pohyb sternu, u B je primární pohyb žeber. Bohužel zatím používanou technikou lepení značek na kůži nemůžeme postihnout pohyb žeber, protože žebra pod kůží prokluzují, a tak je možné detekovat jen celkové zvětšení objemu, nikoliv samotný pohyb žeber, který je pro hodnocení rozhodující.

Osa Z: Během dýchání dochází k zvětšení pohybu hrudníku na liniích 2, 3 a 4 a k lehkému zatažení na linii 6.

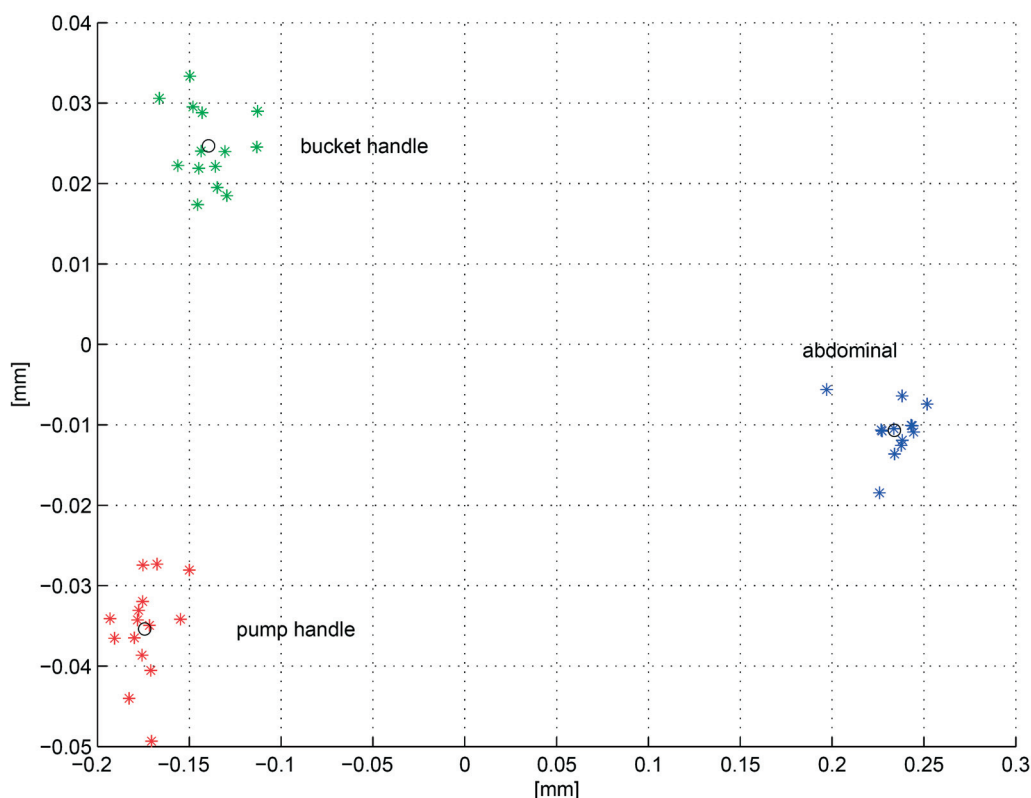
Poznámka:

Popsané dynamiky pohybu zaznamenané v tabulce ukazují na zvláštní vliv, tendence k naklánění se doleva během dýchání (nenulové kladné hodnoty v ose y (*laterálně*)). Tento jev, který můžeme pozorovat u všech prototypů, zřejmě ukazuje na cvičencův latero-laterálně vychýlený postoj. Nejpravděpodobnější vysvětlení je, že se cvičenec opíral hlavou o opěrku hlavy na rámu konstrukce, jež byla původně zamýšlena k eliminaci nedeýchových pohybů, ale ukázala se jako nevhodná a lepším řešením je nalezení matematického modelu jejich odstranění.

Rozptyly, které jsou největší právě v první k , linii, se mohou vysvětlit jako nedýchací pohyb. U dýchání typu *pump handle* je stabilizace trupu menší. Díky také tomuto jevu jsme se rozhodli redukovat tříosý model dýchání na dvouosý se změnou polohy těžišť jen pro směry na osách X, Z.

8.5.2 VÝSLEDKY REDUKCE DIMENZE ETALONŮ A JEJICH ROZDĚLENÍ DO TŘÍD

Na grafu jsou vyznačené jako kolečka tři etalony dýchání BAP. Hvězdičky znamenají opakovaná měření a příslušnost k jednotlivým třídám BAP. Osy tohoto grafu jsou dvě složky příznaku F udávané v mm, ale nemají přímý geometrický význam v souřadné soustavě X, Y, Z.



Graf 1: Průměrné změny těžišť a jejich rozptylů ve dvou osách X a Z pro tři etalony B, A, P

Výsledná data ukazují, že je možno dobře odlišit všechny typy dýchání: *bucket handle*, *pump handle* a *abdominal*, a to i při uplatnění dvouosého modelu dýchání (změna těžiště jen v osách X, Z).

Opakovatelnost měření je menší než vzdálenost mezi třídami BAP.

Výsledek redukce normalizovaných prototypových dat pro dvouosý model vede ke snížení hodnot rozptylu uvnitř tříd B, A a P a zároveň ke zvětšení vzdálenosti mezi třídami B, A a P, jak je stručně popsáno v části 8. 4. 1.

8.5.3 VÝSLEDKY BAP INDEXU PRAVDĚPODOBNÉ PŘÍSLUŠNOSTI K ETALONŮM

Pro všechny čtyři skupiny jsou výsledky uvedeny v následujících grafech a tabulkách.

Index	Skupina	Počet osob	Doba trvání	Cvičení
L	3LF 2004	8	4 týdny	1h, 3x týdně
A	Opera 2005	6	6 týdnů	1h, 3x týdně
H	HAMU 2005	5	6 týdnů	1h, 3x týdně
C	3LF	7		

Tabulka 7: Skupiny cvičenců a doby průběhů cvičení

L = skupina cvičenců z 3. lékařské fakulty

A = skupina cvičenců zpěváků ze Státní opery Praha

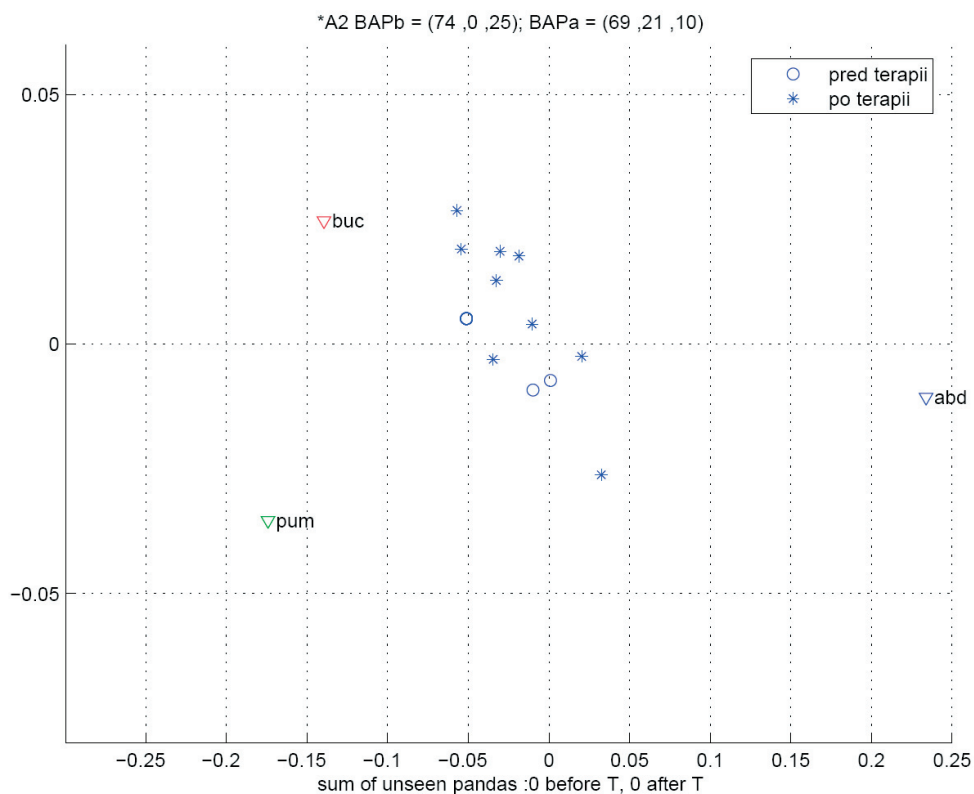
H = skupina cvičenců z HAMU, taneční pedagogie

C = kontrolní skupina cvičenců.

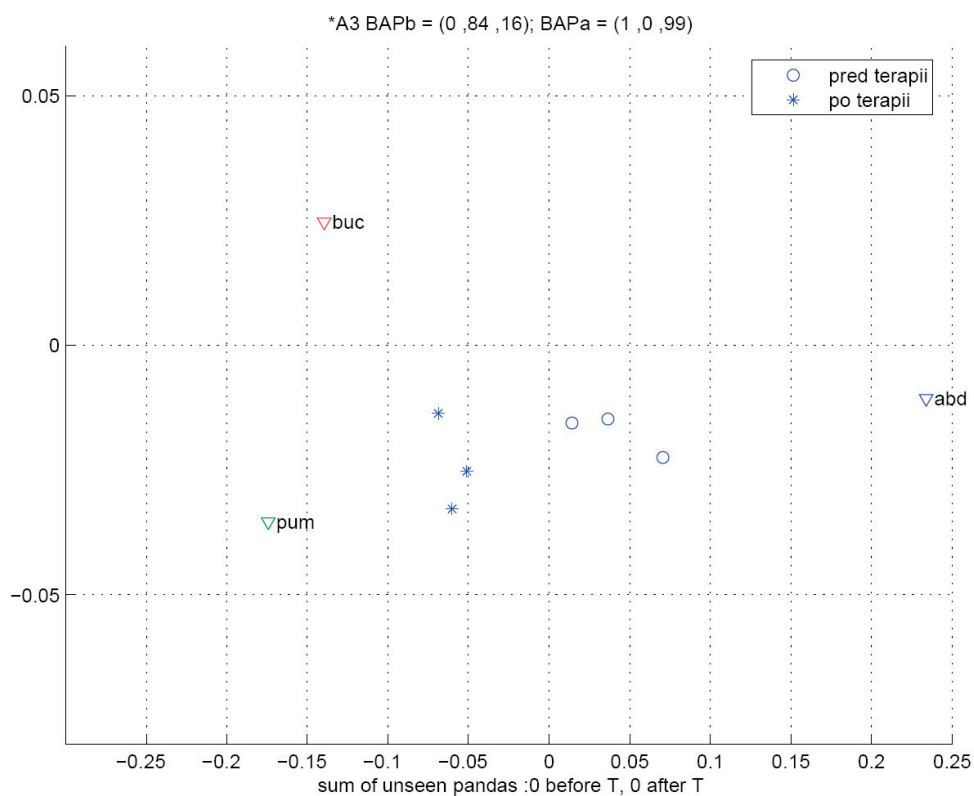
Legenda k následným grafům:

Grafy zobrazují členění dechových typů před cvičením (označené o) a po cvičení (označené *). Pokud nějaká sekvence dechu byla zobrazena mimo vymezené pole, je jejich počet zaznamenán v zápatí grafu. Indexy prototypových těžišť jsou zde označeny **buc** jako typ *bucket handle*, **pum** jako typ *pump handle* a **abd** jako *abdominal*. V záhlaví grafu je uvedeno označení cvičence a index BAP_b před terapií a BAP_a po terapii. Jednotky na osách jsou v milimetrech, ale hodnoty nemají geometrický význam. Pro zvýšení přehlednosti mají osy grafů různá měřítka, ale poměr os zachovávají všechna vyobrazení.

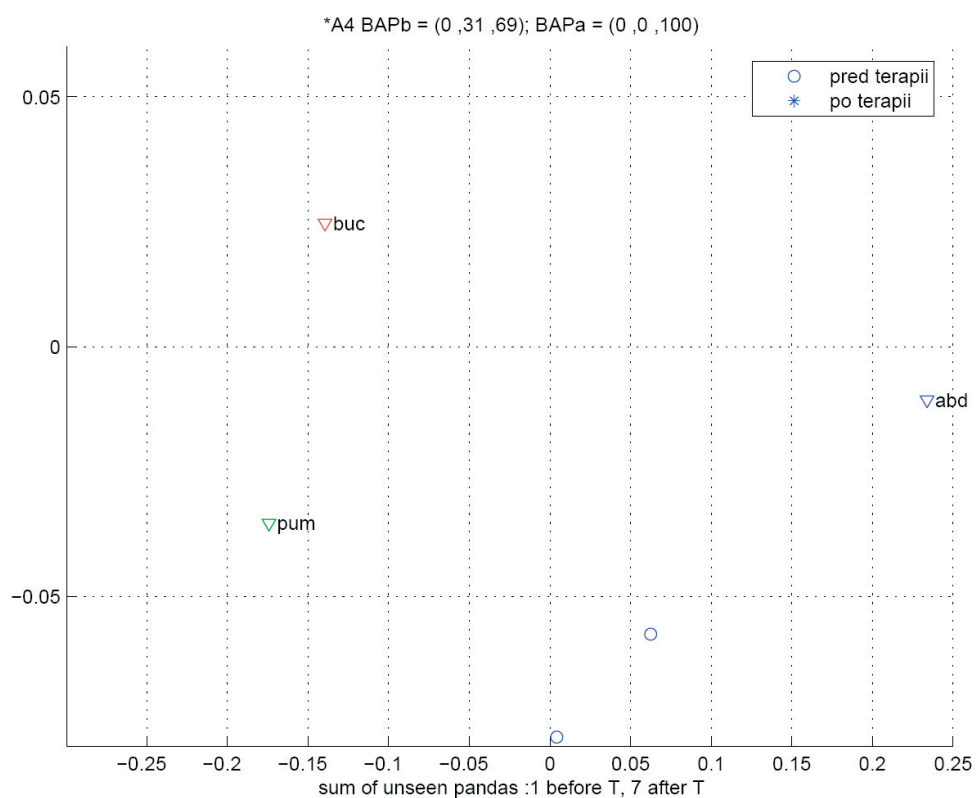
Z grafů je patrný kromě podobnosti dechu s třemi etalony i rozptyl opakovaného měření. Velký rozptyl mezi jednotlivými měřeními znamená, že dechový program není u cvičence stabilní. Tento fenomén je nutné v dalších fázích projektu dále studovat.



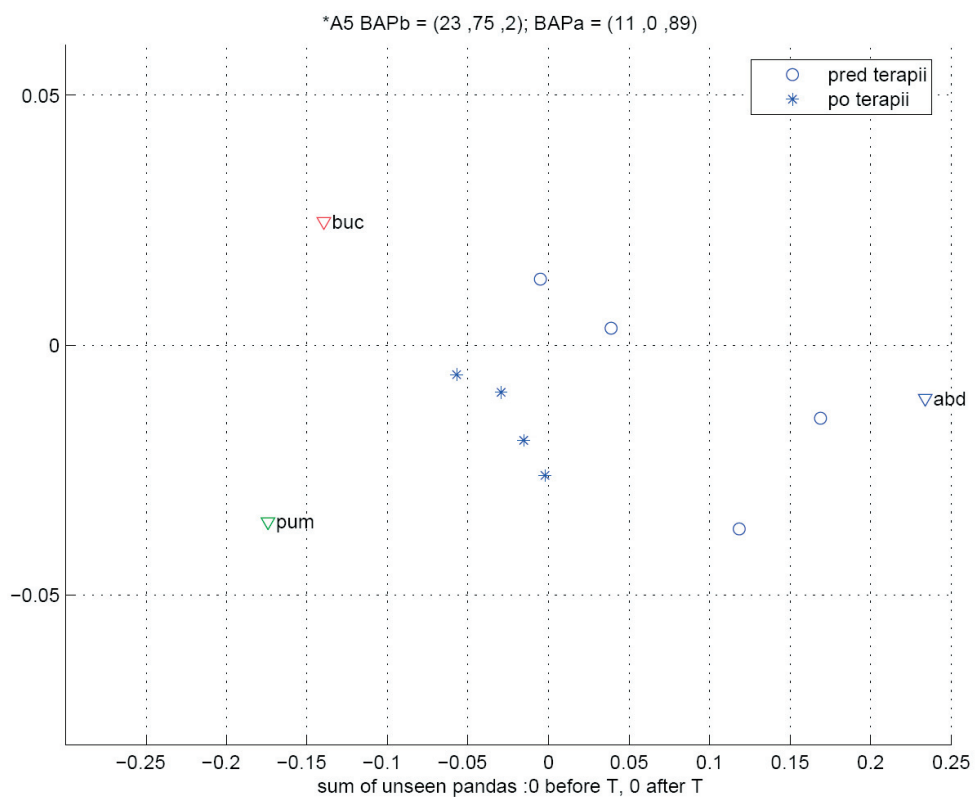
Graf 2: Cvičenec A2



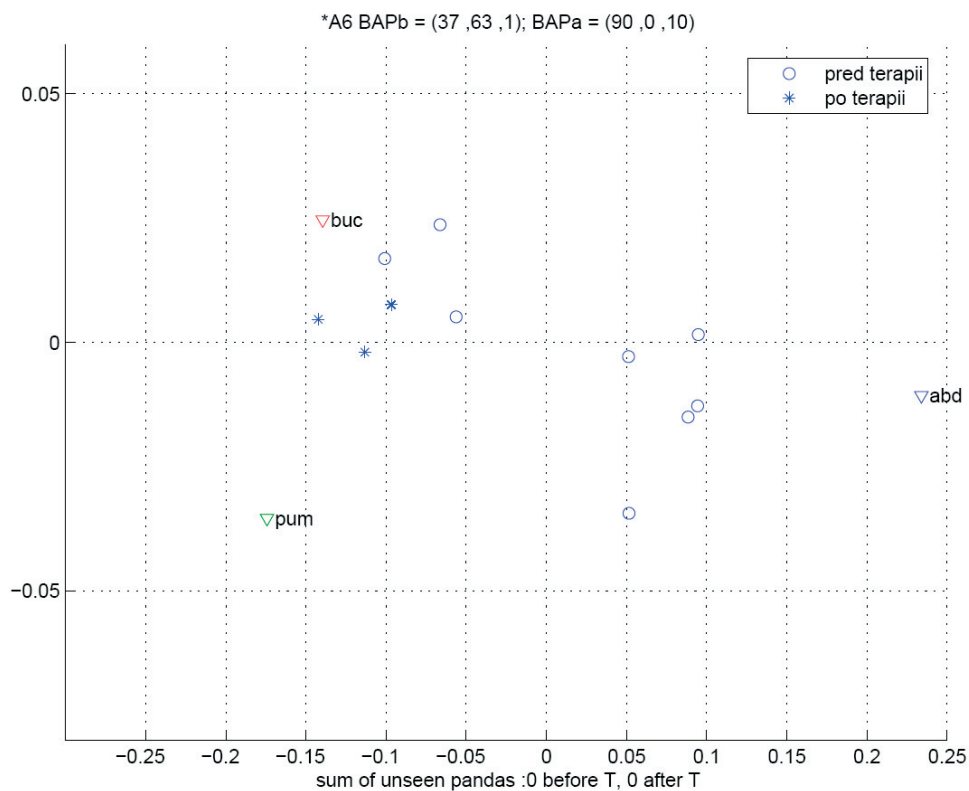
Graf 3: Cvičenec A3



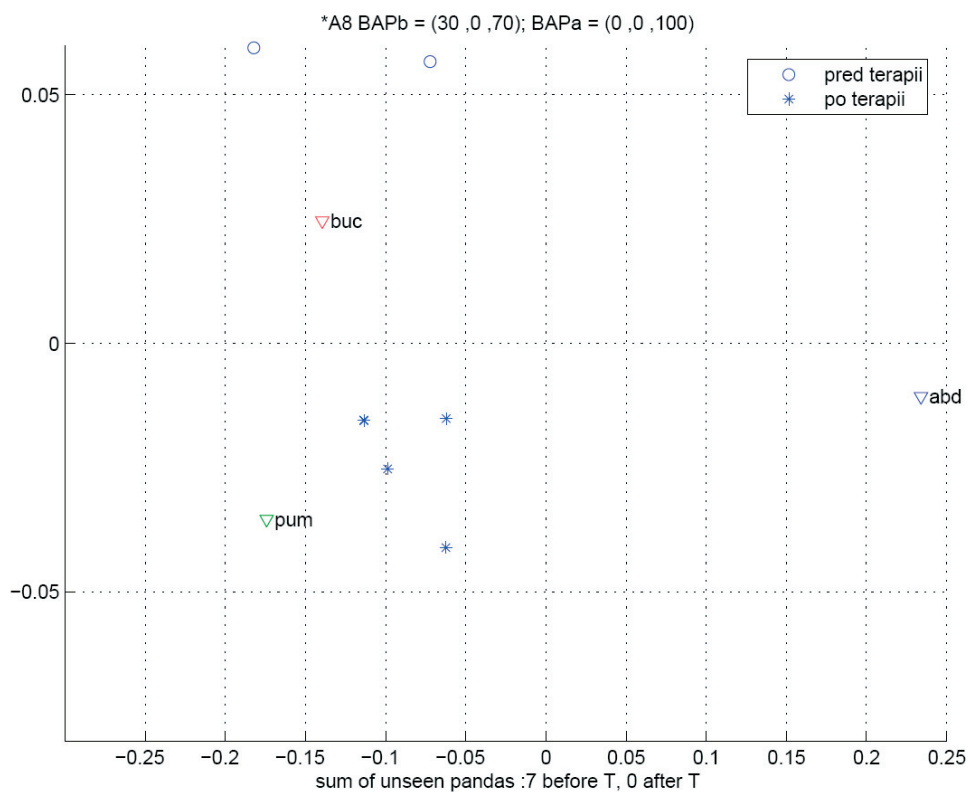
Graf 4: Cvičenec A4



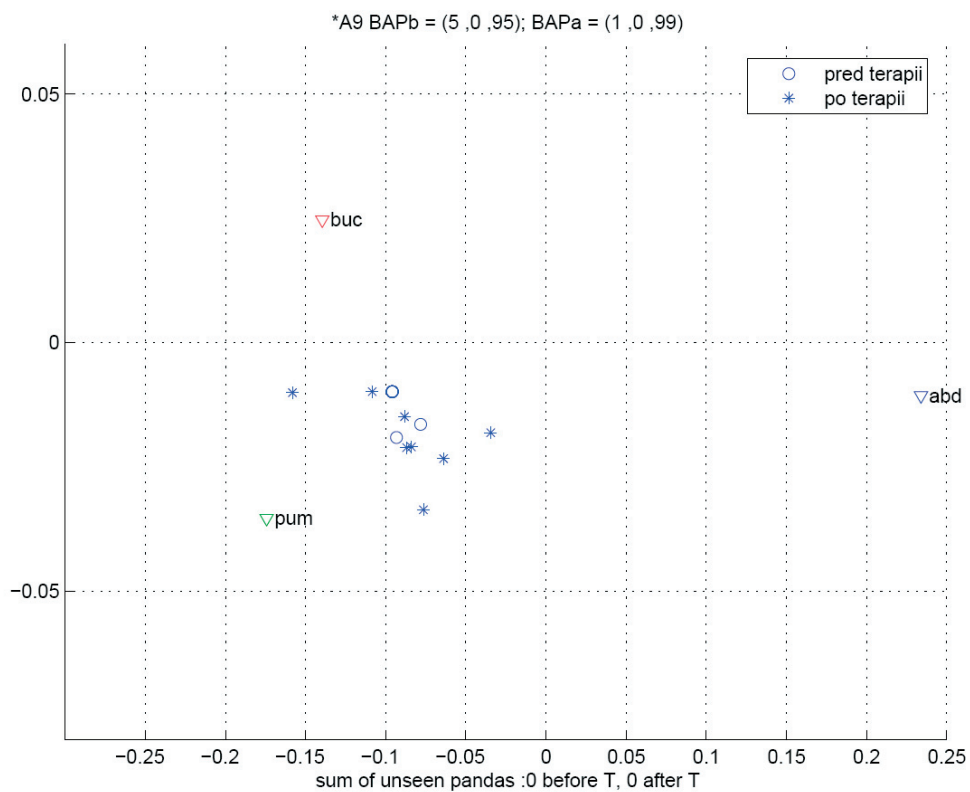
Graf 5: Cvičenec A5



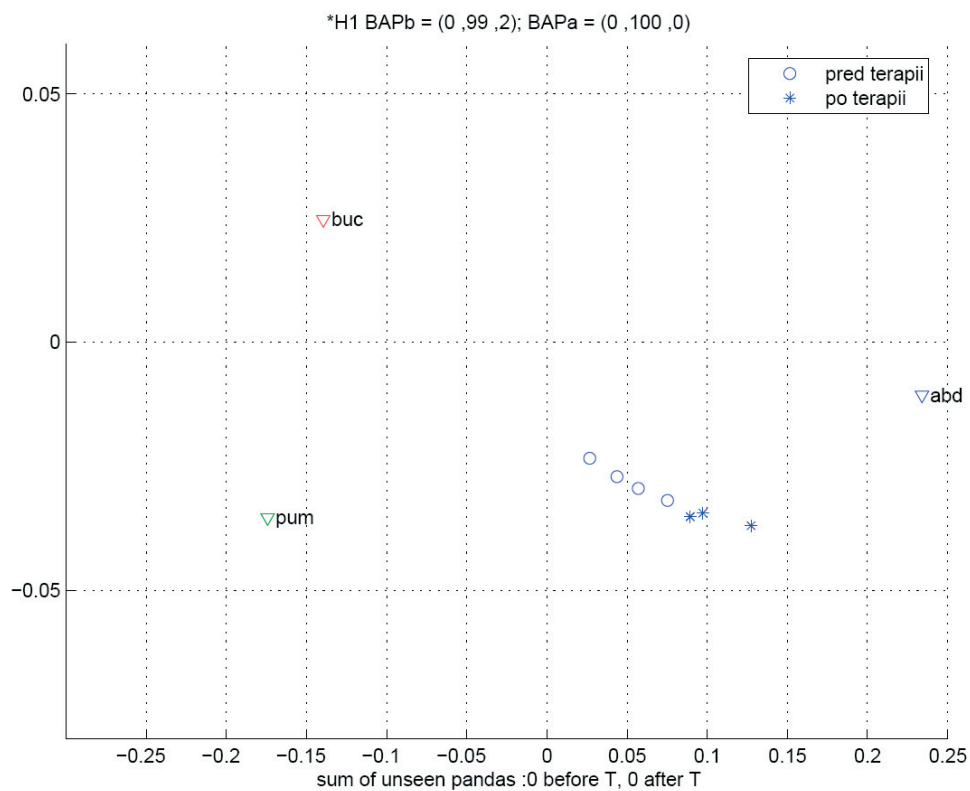
Graf 6: Cvičenec A6



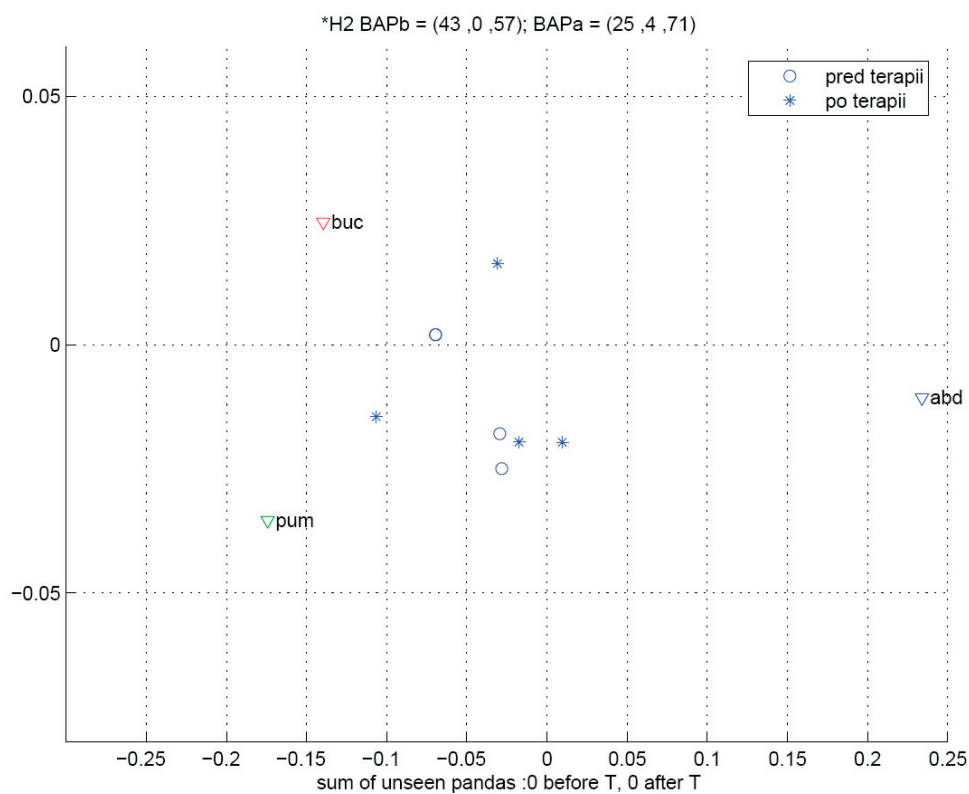
Graf 7: Cvičenec A8



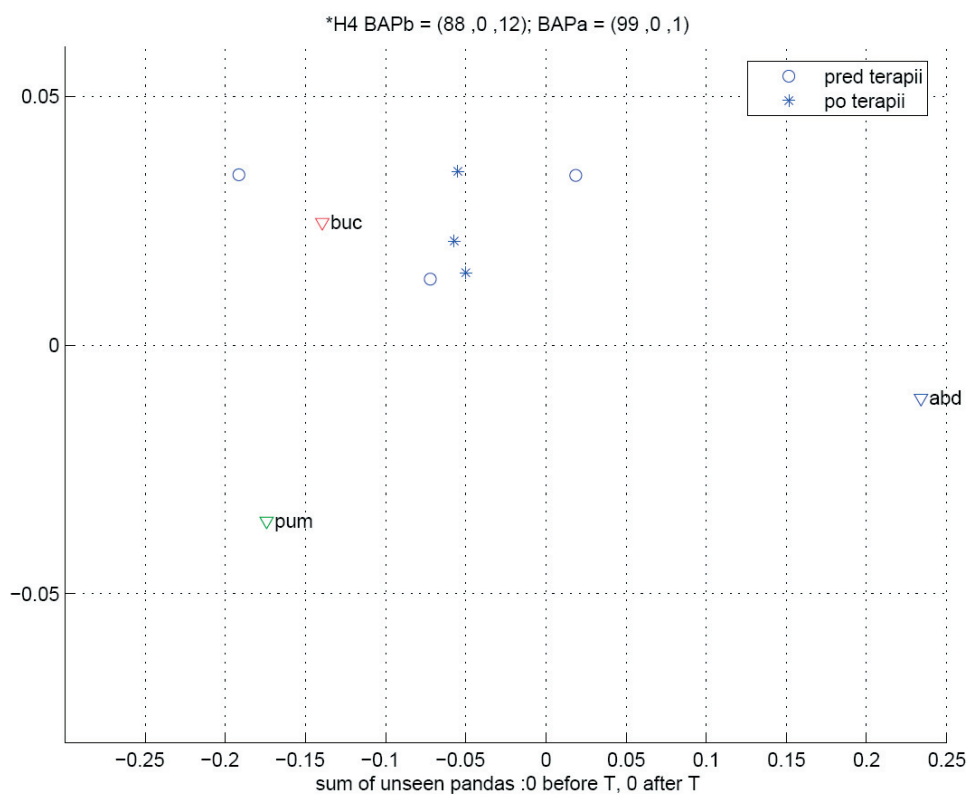
Graf 8: Cvičenec A9



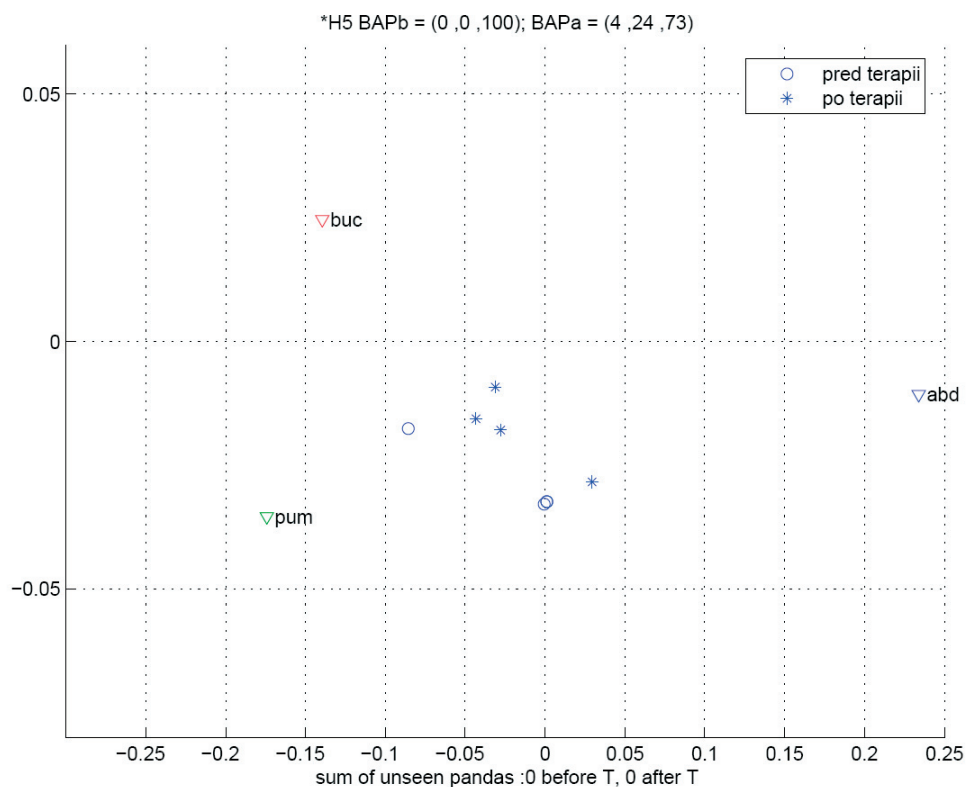
Graf 9: Cvičenec H1



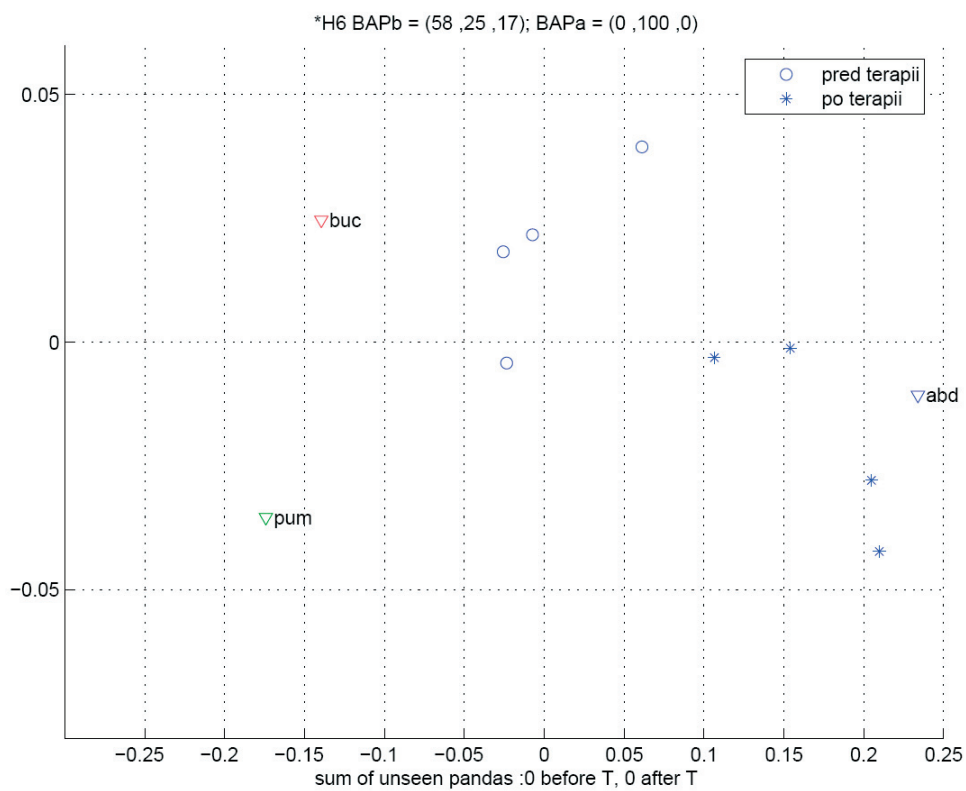
Graf 10: Cvičenec H2



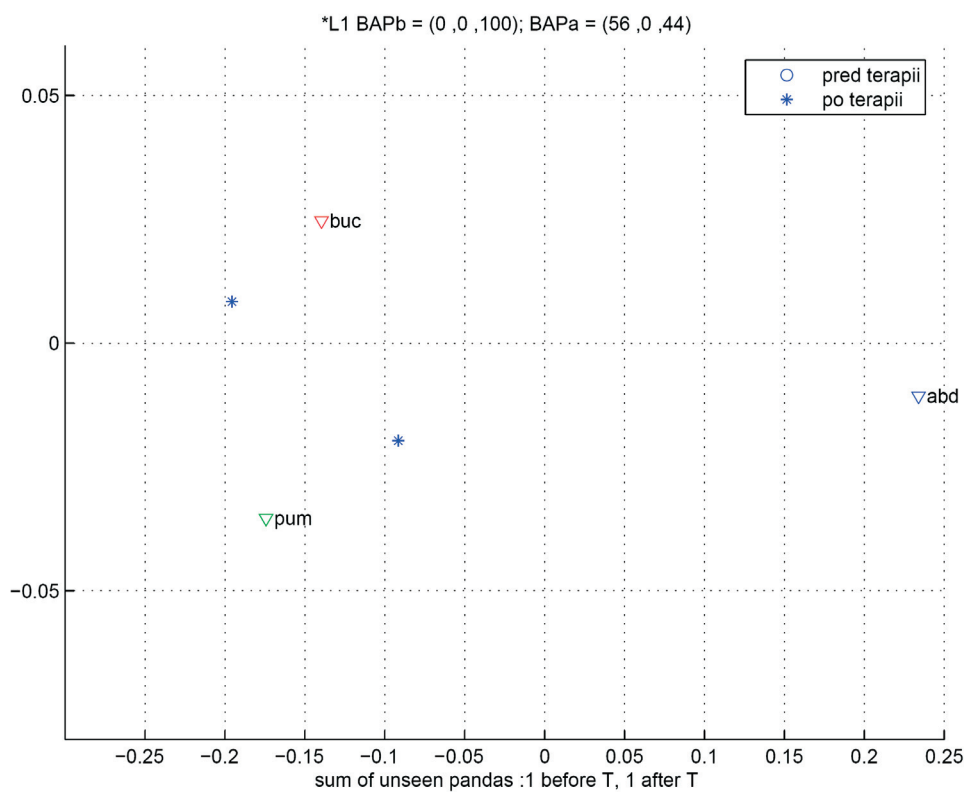
Graf 11: Cvičenec H4



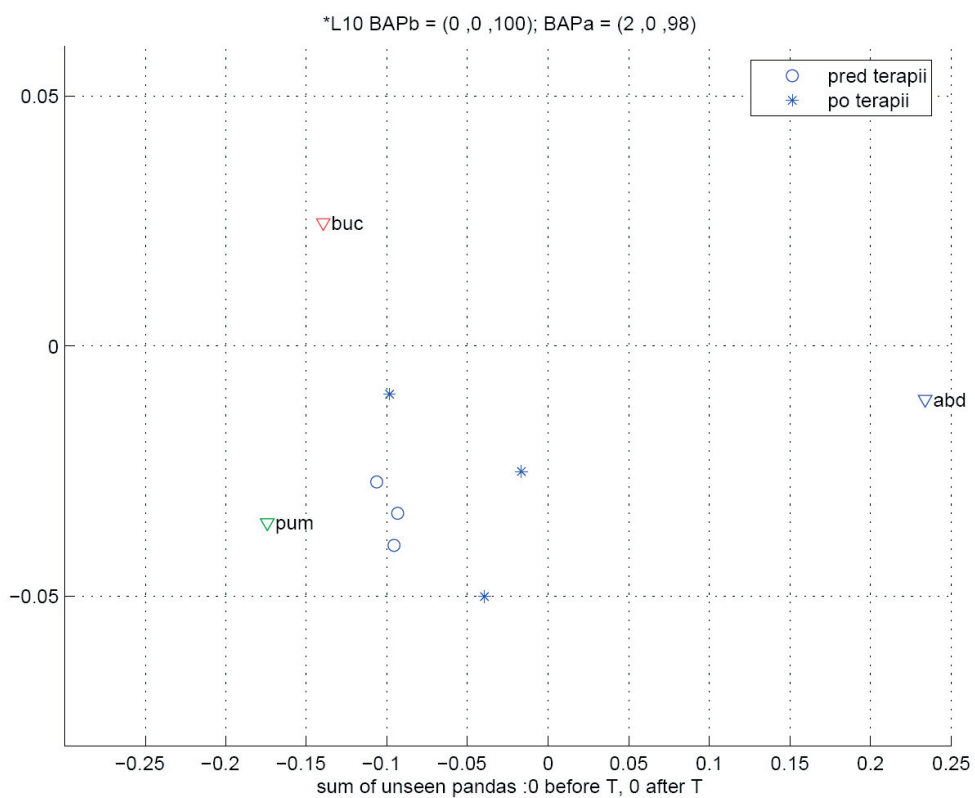
Graf 12: Cvičenec H5



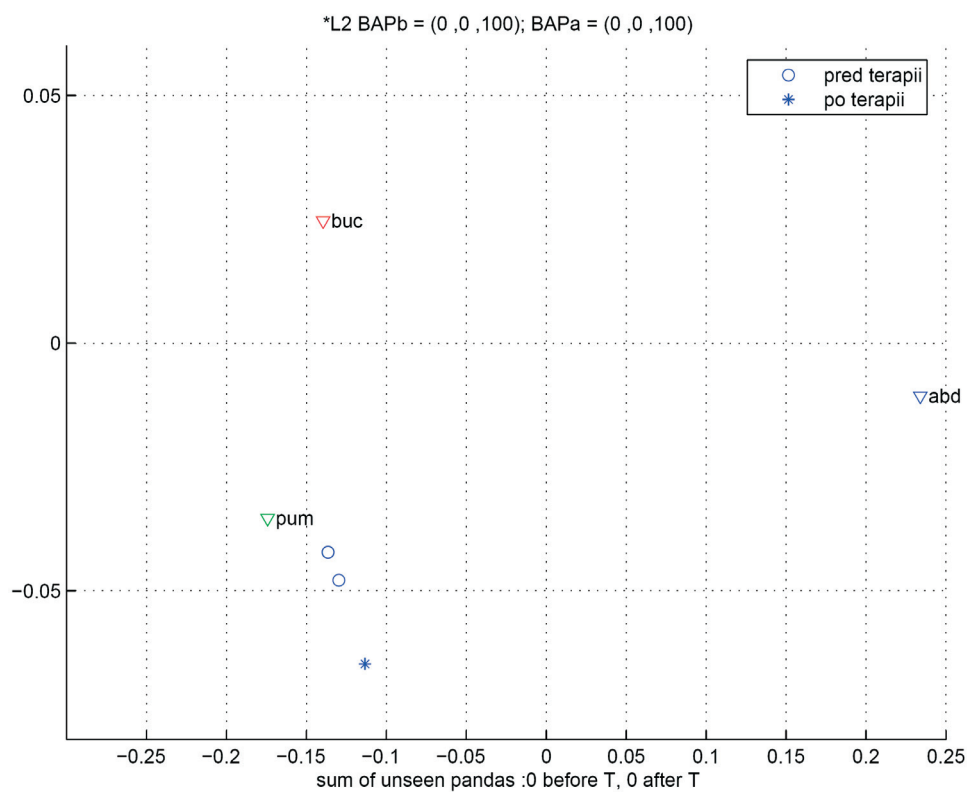
Graf 13: Cvičenec H6



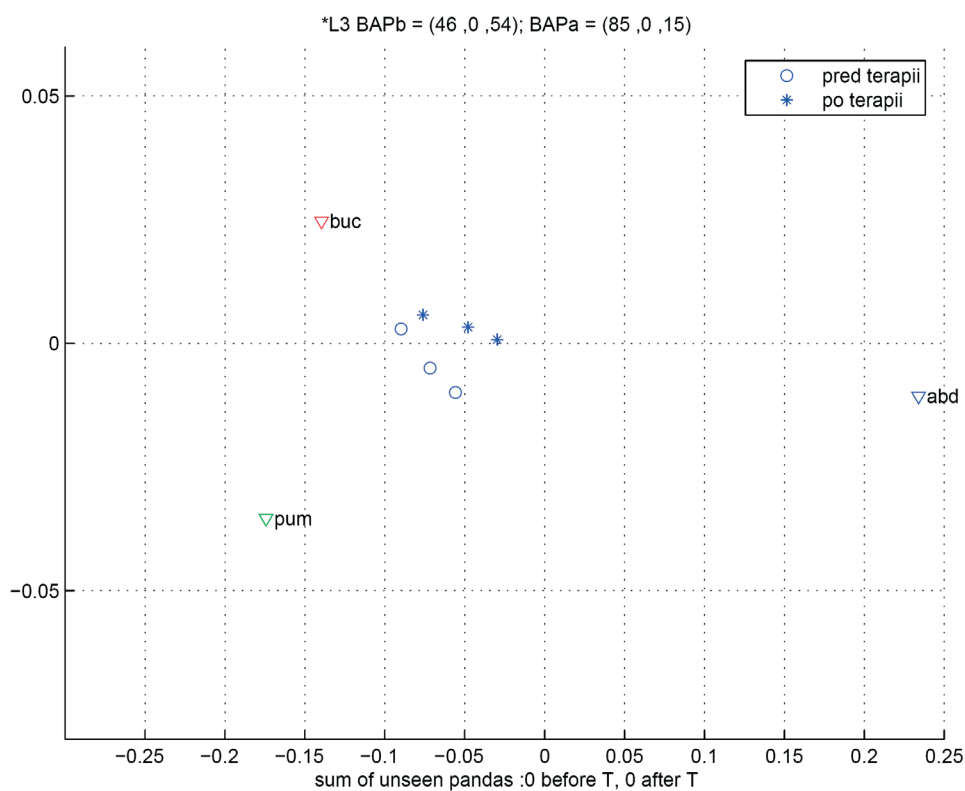
Graf 14: Cvičenec L1



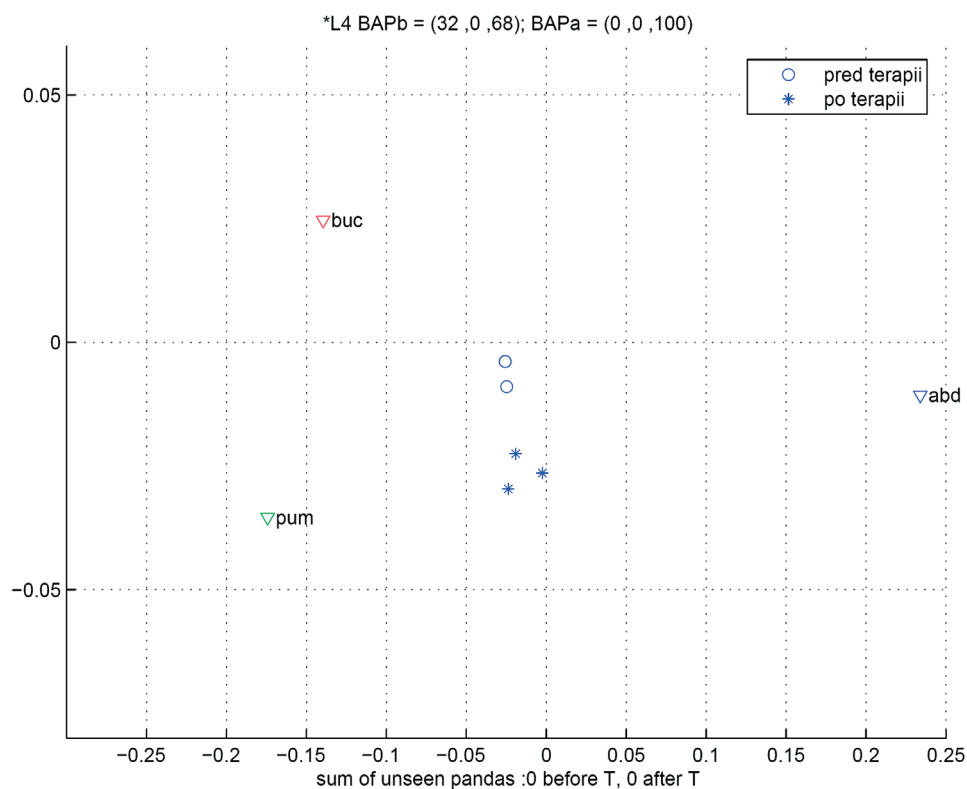
Graf 15: Cvičenec L10



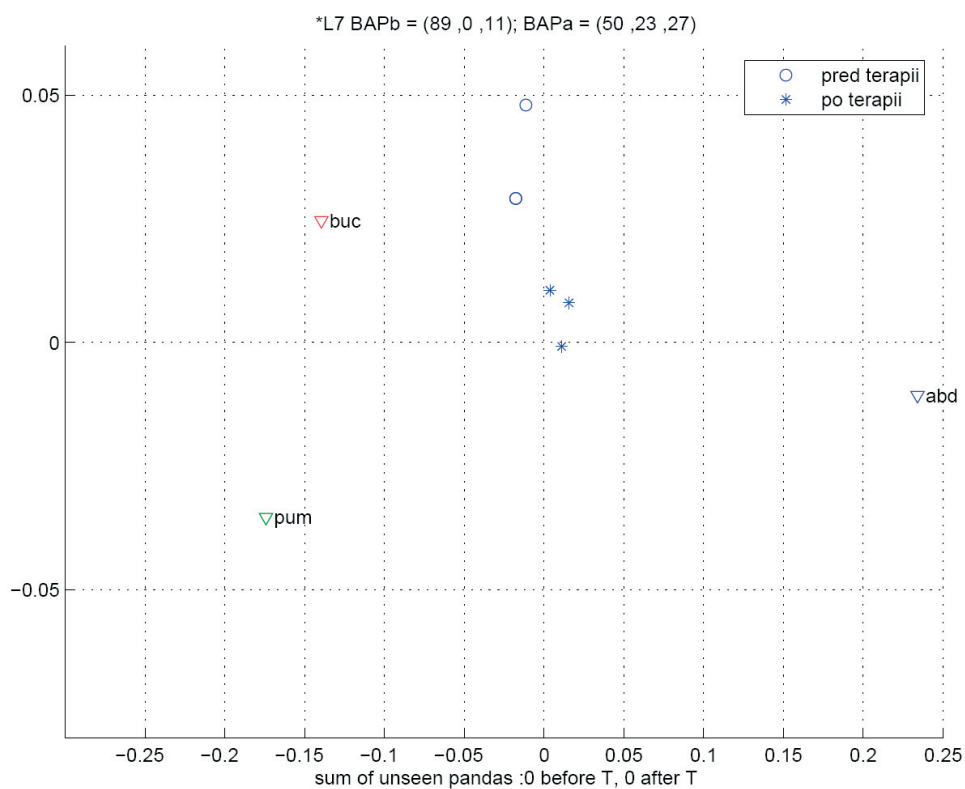
Graf 16: Cvičenec L2



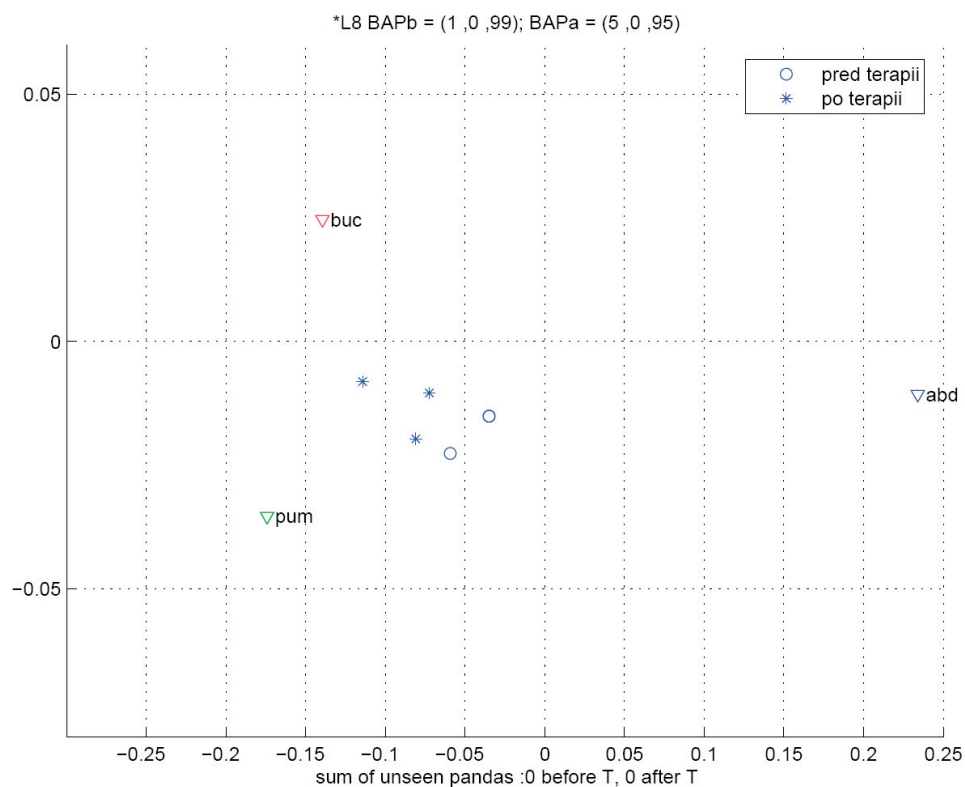
Graf 17: Cvičenec L3



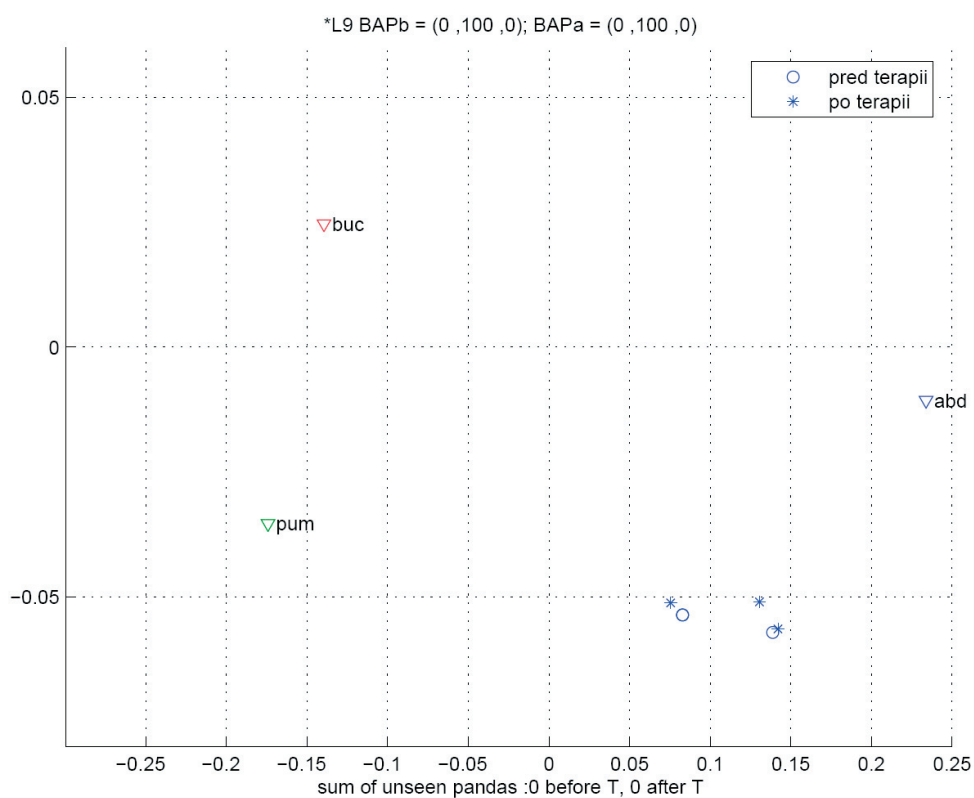
Graf 18: Cvičenec L4



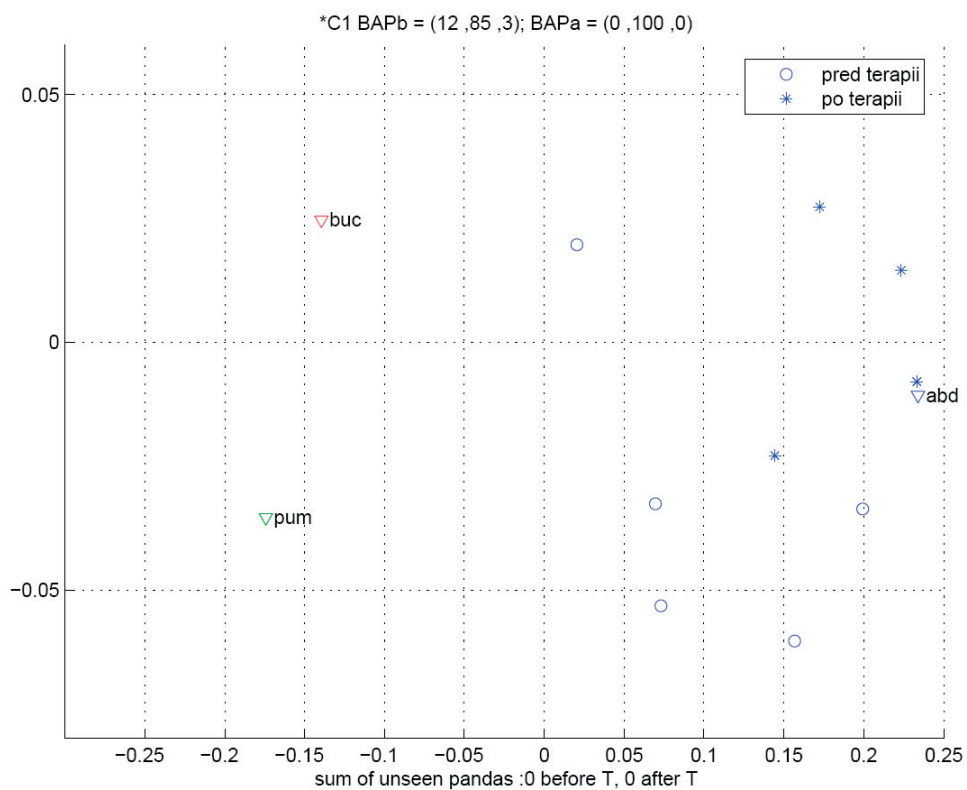
Graf 19: Cvičenec L7



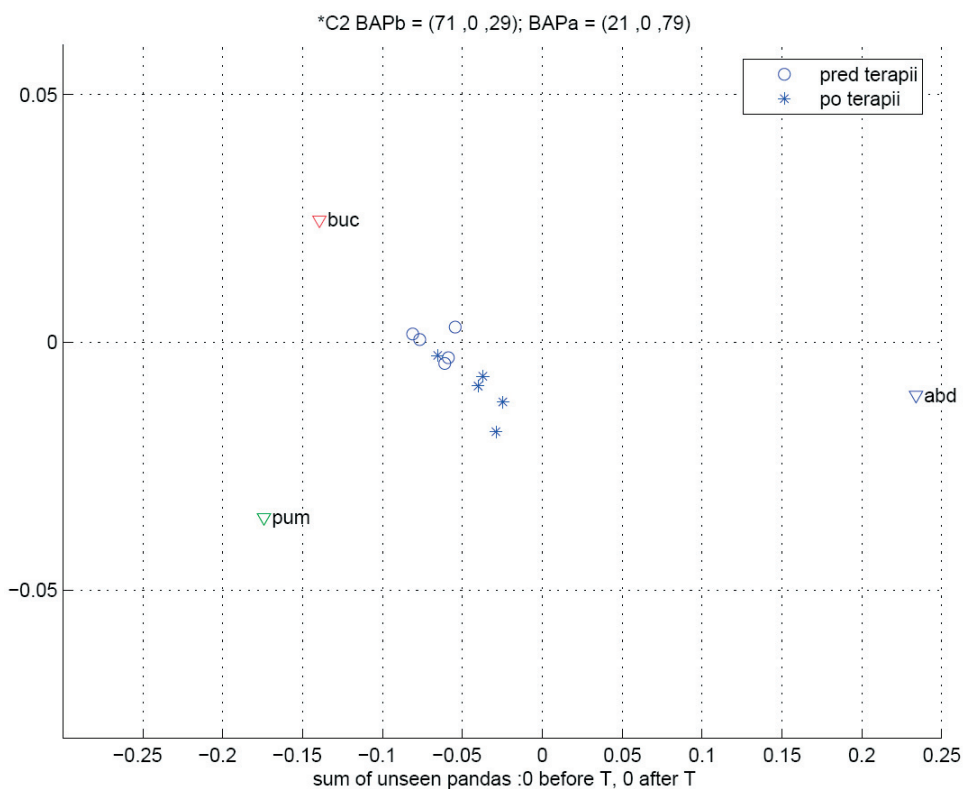
Graf 20: Cvičenec L8



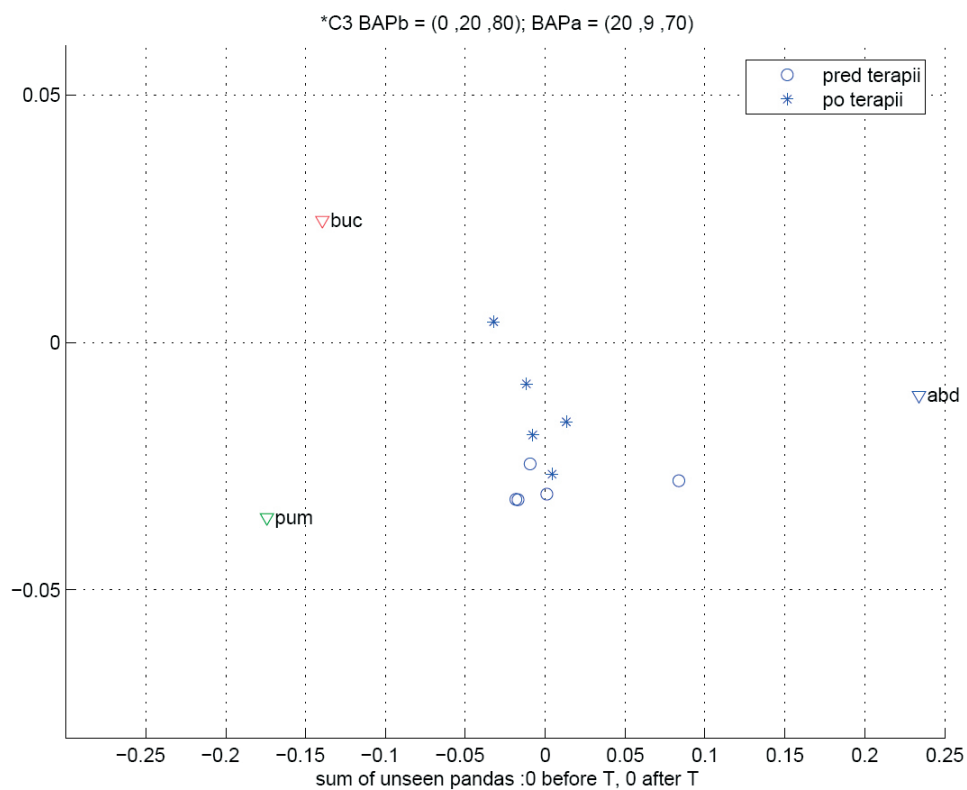
Graf 21: Cvičenec L9



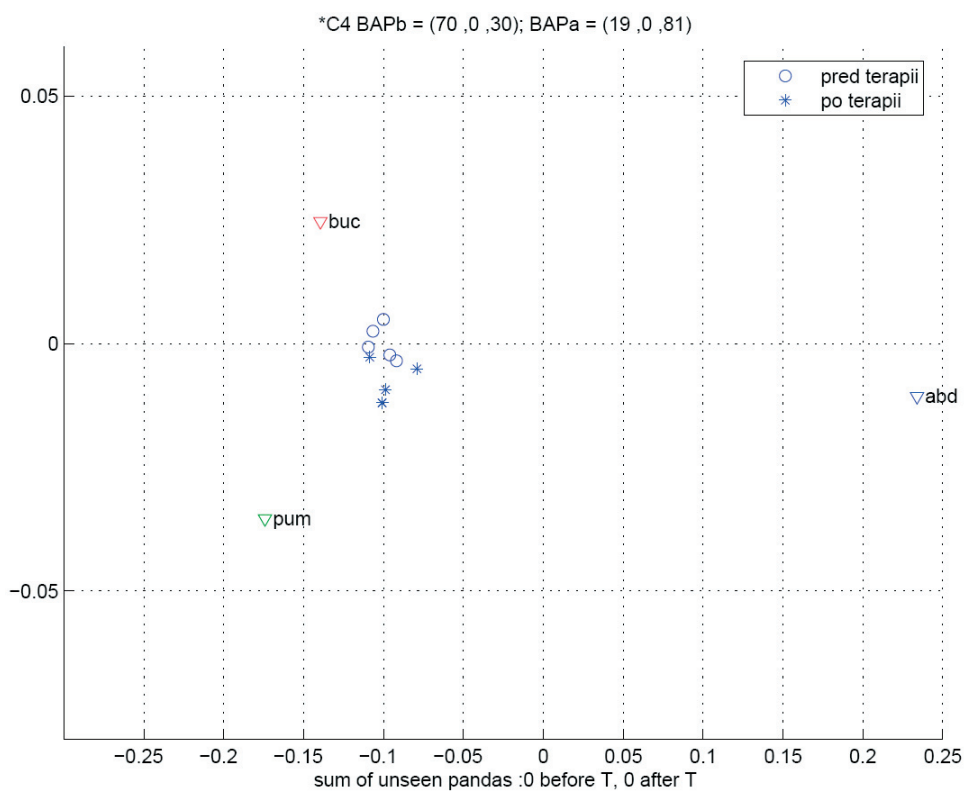
Graf 22: Cvičenec C1



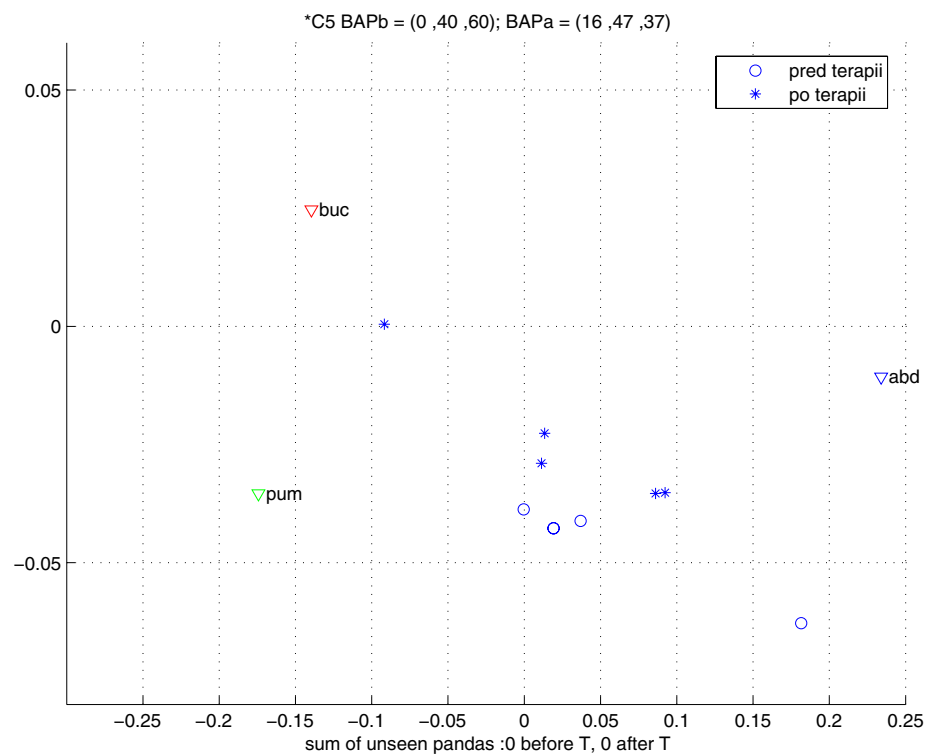
Graf 23: Cvičenec C2



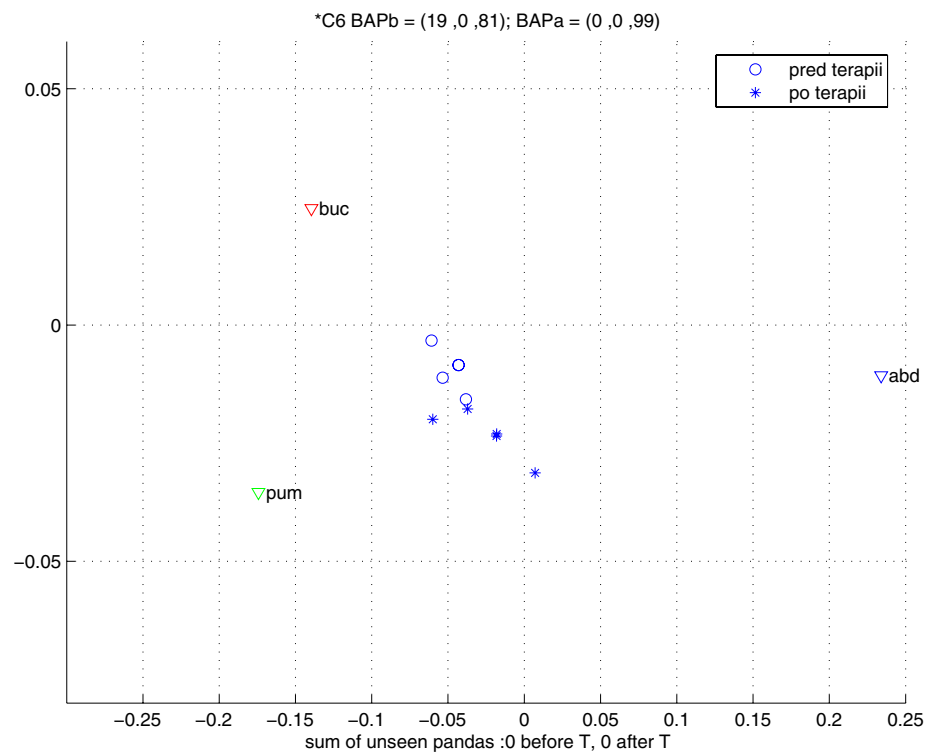
Graf 24: Cvičenec C3



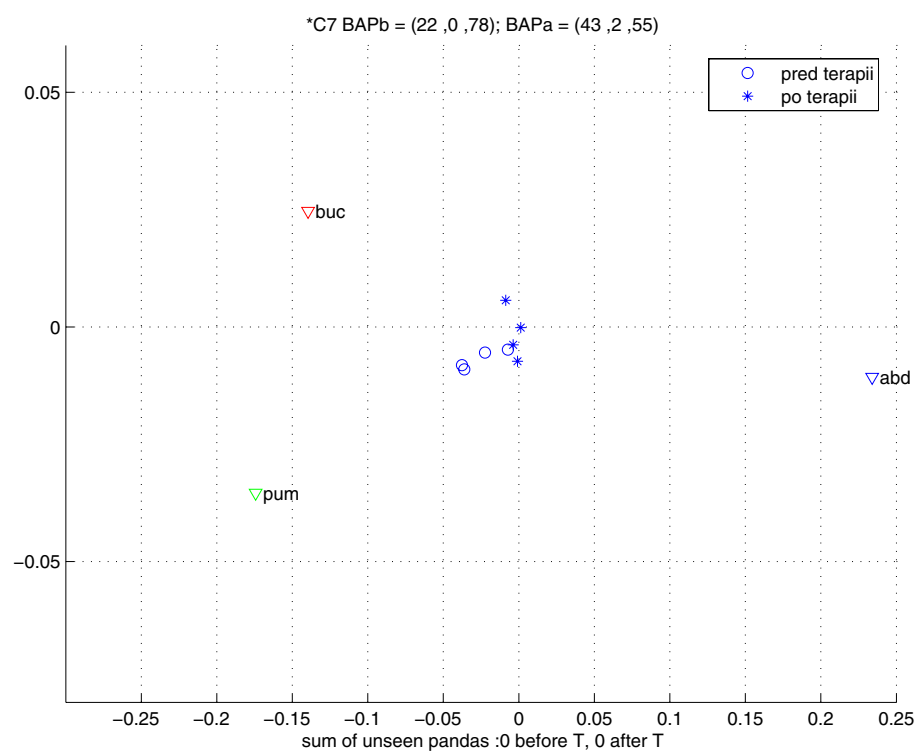
Graf 25: Cvičenec C4



Graf 26: Cvičenec C5



Graf 27: Cvičenec C6



Graf 28: Cvičenec C7

	DATA							
	before				after			
číslo	B	A	P	Index	B	A	P	Index
A2	38	1	60	176	69	21	10	259
A3	0	84	16	184	1	0	99	102
A4	0	31	69	131	0	0	100	100
A5	23	75	2	221	11	0	89	122
A6	37	63	1	238	78	0	22	256
A8	30	0	70	160	0	0	100	100
A9	2	0	98	104	1	0	99	102
H1	0	98	2	198	0	100	0	200
H2	29	0	71	158	25	4	71	154
H4	88	0	12	276	99	0	1	298
H5	0	0	100	100	4	24	73	133
H6	58	25	17	241	0	100	0	200
L1	0	0	100	100	56	0	44	212
L10	0	0	100	100	2	0	98	104
L2	0	0	100	100	0	0	100	100
L3	46	0	54	192	85	0	15	270
L4	28	0	73	157	0	0	100	100
L7	85	0	16	271	50	23	27	223
L8	1	0	99	102	5	0	95	110
L9	0	100	0	200	0	100	0	200

Tabulka 8: Výsledná data BAP indexu všech cvičenců uvedených v záhlaví předešlých grafů – hodnoty pravděpodobností B, A, P jsou násobeny stem a zaokrouhleny

19 cvičenců bylo rozděleno podle BAP charakteristiky následovně:

- B – 3 cvičenci (85, 88 a 58)
- A – 4 cvičenci (75, 63, 100 a 99)
- P – 12 cvičenců (60, 69, 70, 98, 100, 100, 54, 72, 99, 100, 71 a 100).

Po cvičení došlo k následným změnám u BAP charakteristiky:

- B – Dva cvičenci zůstali stejní B. Jeden se změnil z B na A a čtyři se změnili na B. Celkem 6 B
- A – Dva cvičenci zůstali stejní A a jeden se zlepšil na A. Celkem 3A
- P – Devět cvičenců se nezměnilo, zůstalo P. Tři se změnili z P na B a jeden se změnil na P. Celkem 10 P.

8.5.4 VÝSLEDKY KORELAČNÍ ANALÝZY FOTOGRAMMETRICKÉHO MĚŘENÍ A KLINICKÝCH TESTŮ

Cílem této analýzy bylo ověření závislosti mezi výsledky fotogrammetrického měření a výsledky klinických testů. Použili jsme test založený na Spearmanově korelačním koeficientu (Kovář, 1971):

$$\rho_s = 1 - \frac{6 \sum_{i=1}^n (R_i - Q_i)^2}{n^3 - n},$$

kde R_i je pořadí BAP indexu i -tého cvičence a Q_i je pořadí souhrnného výsledku klinických testů téhož cvičence. Používáme data z tabulky 9. Pořadí veličiny získáme tak, že naměřené hodnoty seřadíme vzestupně a očíslováme 1, ..., n , kde n je celkový počet probandů. V případě, že pro dva nebo více probandů získáme stejné hodnoty veličiny, nahradíme pořadí aritmetickým průměrem pořadí všech probandů se stejnou hodnotou veličiny. Vzhledem k vysokému počtu shodných hodnot jsme použili korigovaný Spearmanův korelační koeficient

$$\rho_{s,korig} = 1 - \frac{6 \sum_{i=1}^n (R_i - Q_i)^2}{n^3 - n - T_x - T_y},$$

$$\text{kde } T_x = \frac{1}{2} \sum (t_x^3 - t_x) \quad \text{a} \quad T_y = \frac{1}{2} \sum (t_y^3 - t_y).$$

Hodnoty t_x a t_y jsou počty shodných hodnot BAP indexu s hodnotou x , resp. počty shodných hodnot souhrnného výsledku klinických testů s hodnotou y .

Spearmanův korelační koeficient nabývá hodnot od -1 do 1 , přičemž hodnota 1 znamená dokonalou shodu a hodnota -1 dokonalou neshodu v tom smyslu, že pořadí BAP indexu je přesně opačné než pořadí souhrnného výsledku klinického testu. Hodnota 0 znamená nekorelovanost (tj. „nezávislost“) dvou naměřených veličin.

Statistický test nezávislosti, založený na (korigovaném) Spearmanově korelačním koeficientu, funguje na principu zamítnutí tzv. nulové hypotézy, tj. hypotézy, že hodnoty BAP indexu a výsledků klinických testů jsou nezávislé (a jejich skutečný korelační koeficient je tedy roven 0). Nulovou hypotézu zamítáme na stanovené hladině tehdy, překročí-li (korigovaný) Spearmanův korelační koeficient příslušnou kritickou hodnotu.

Hladina testu je maximální přípustná pravděpodobnost chybného zamítnutí (tj. když hypotéza platí, a my ji zamítáme). Pro naše účely budeme volit hladinu 5 %. Kritická hodnota pro hladinu 5 % a 19 naměřených hodnot obou veličin je rovna 0,4579.

Korigovaný Spearmanův korelační koeficient pro BAP index a celkový výsledek klinických testů je 0,6332, což je hodnota vyšší než kritická hodnota. Hypotézu o nezávislosti BAP indexu a výsledků klinických testů proto na hladině 5 % zamítáme.

8.5.5 SOUHRN

Data z fotogrammetrického systému byla normalizována (odstraněním nedýchacích pohybů, převedením detekovaných dat v prostoru na jejich těžiště a srovnáním

číslo	B	A	P	Index	KT1	KT2	KT3	KT4	KT5	Celek
1	38	1	60	176	68	18	12	27	85	210
2	0	31	69	131	38	18	12	26	69	163
3	23	75	2	221	113	26	9	21	81	250
4	37	63	1	238	70	34	18	27	75	224
5	30	0	70	160	55	20	18	26	81	200
6	2	0	98	104	30	18	15	27	73	163
7	0	98	2	198	66	22	9	21	84	202
8	29	0	71	158	68	32	9	26	86	221
9	88	0	12	276	78	28	18	26	80	230
10	0	0	100	100	54	34	18	21	66	193
11	58	25	17	241	62	26	15	22	58	183
12	0	0	100	100	44	34	6	23	42	149
13	0	0	100	100	54	22	18	20	42	156
14	0	0	100	100	37	24	6	22	66	155
15	46	0	54	192	46	28	12	20	44	150
16	28	0	73	157	61	16	15	13	54	159
17	85	0	16	271	52	30	12	27	66	187
18	1	0	99	102	47	18	12	25	66	168
19	0	100	0	200	69	20	15	24	54	182

Tabulka 9: Naměřené hodnoty BAP indexu a výsledků klinických testů

hloubky dechu na jednotnou délku), dále pak proběhla selekce deskriptivních příznaků a ty byly zobrazeny do dvou dimenzí. Zkonstruoval se BAP index, který ukazuje zařazení dechu k jednotlivým dýchacím prototypům *bucket handle*, *pump handle* a *abdominal*. Provedly se korelace získaných BAP indexů s klinickými testy. Všechna měření probíhala na třech randomizovaných skupinách probandů, kteří prošli terapií dle tabulky č. 4.3, a jedné kontrolní skupině probandů, kteří cvičením neprošli. Účelem bylo prokázat, je-li možno dosáhnout cvičením změny v držení a stabilitě těla, jež se též projeví změnou dechu.

8.5.6 ZHODNOCENÍ MĚŘENÍ

Zobrazené výsledky v selekci deskriptivních příznaků dávají v tabulce č.8 názorný přehled o celkové situaci. Můžeme pozorovat výrazné zlepšení u subjektu A6 (výrazný posun tendence k prototypu *bucket handle*), popřípadě málo výrazné změny u L9 a H1. Můžeme říci, že fotogrammetrie měří dechové pohyby. Výsledky nelze jednoznačně interpretovat, ale můžeme s jistotou říci, že nalezená metodika umí změřit změny v dýchání. Můžeme pozorovat změnu v dýchání typu *bucket handle* např. u A2, L8, L3, L1, H5, i když tato změna není příliš výrazná. Pokud byla po terapii změna dýchání k patologickému typu *pump handle* (například u A3), nemůžeme zatím seriózně určit, z jakého důvodu tyto změny vznikají. Zjistit příčiny je úkolem dalšího studia.

Výsledky BAP po cvičení nejsou tak přesvědčivé, jak jsme očekávali. To může mít několik příčin. Čas, po který trvá nácvik cvičení, není dostatečně dlouhý, aby došlo k samovolné změně programu držení těla. U klinických testů se cvičenec na provedení testu musí soustředit. U fotogrammetrického měření jsme žádné instrukce cvičenci o držení těla nedávali. Na základě těchto zkušeností jsme provedli další studii, kdy jsme při měření dali jasnou instrukci k držení těla pomocí klínu, na který se cvičenec postavil a váha těla se přenesla na vnější hranu chodidla. Změna v naměřeném BAP indexu pak byla podle očekávání. K zlepšení přesnosti etalonů musíme mít více prototypových měření a i u žen, protože rozmístění pand na liniích k_3 až k_5 jsou u žen jiné. Pozorováním kontrolní skupiny (skupina C) se měl prokázat dopad psychologických vlivů na měření. Očekávalo se, že psychologické vlivy, jakými jsou například obavy z nového prostředí a cizích lidí, nervozita, stylizace či stres, budou mít na snímání vliv v podobě velkých rozptylů měřených hodnot. Z grafů pro cvičence skupiny C můžeme usuzovat, že jestliže u 5 cvičenců C2, C3, C4, C6, C7 z celkových sedmi takřka nedošlo k výrazné

změně, pak tyto náhodné psychické vlivy nemají vliv na měření, protože se rozptýl hodnot a jejich těžišť v týdenním sledu výrazně nemění. Taktéž tato skupina C ukazuje, jaké tendence dechového programu převládají u necvičených subjektů – tedy nevýrazné změny, což plně uspokojuje očekávání o celkovém impaktu měření. Pozorováním skupiny C odpovídáme na otázku, jak vypadá vliv nesvědomitě absolvované rehabilitační terapie, a to minimální změnou rozdílu před a po terapii s malým zastoupením dýchacího programu *bucket handle*.

Korelační analýza měla prokázat, zda existuje souvislost mezi klinickým vyšetřením a fotogrammetrickým měřením. Naměřené hodnoty BAP indexu a výsledků klinických testů jsou v tabulce č. 9. Korigovaný Spearmanův korelační koeficient pro BAP index a celkový výsledek klinických testů je 0,6332, což je hodnota vyšší než kritická hodnota, která je pro hladinu 5 % a 19 naměřených hodnot obou veličin rovna 0,4579. Proto můžeme nulovou hypotézu, že klinické testy a hodnoty BAP indexu jsou nezávislé, zamítnout.

Protože při korelační analýze se vycházelo z hodnot BAP indexu, je možné, že při jeho přepočítání s jinými vahami podle vzorce 11 může být korelace vyšší. Díky této skutečnosti můžeme usuzovat, že fotogrammetrické měření postihuje také jiné fyziologické procesy než současně navrhované klinické vyšetření.

9. STUDIE VZTAHU MEZI ROZLOŽENÍM VÁHY TĚLA NA NOŽNÍ KLENBU A DÝCHÁNÍM

9.1 ÚVOD

V předcházející studii můžeme vidět na grafech kromě podobnosti dechu s třemi etalony BAP i rozptyl opakovaného měření. Velký rozptyl mezi jednotlivými měřeními znamená, že dechový program není u cvičence stabilní. Tento fenomén je nutné dále studovat. Za tímto účelem jsme provedli další studii k zjištění, jaký vliv má na stabilitu dechového programu rozložení váhy těla na opěrné body nožní klenby.

9.2 CÍL STUDIE

Cílem této studie je zjistit, do jaké míry ovlivňuje dýchání rozložení váhy těla na opěrné body nožní klenby.

9.2.1 VÝZKUMNÍ OTÁZKA

Do jaké míry je ovlivněna podobnost dechu s třemi etalony a rozptyl měření u fotogrammetrického měření při změně rozložení váhy těla na opěrné body nožní klenby.

9.2.2 HYPOTÉZA

Předpokládáme, že nerovnoměrné rozložení váhy těla na nožní klenbě změní dýchání převážně na pump handle.

9.3 METODA VÝZKUMU

Studie probíhala na jedné osobě. Provedli jsme dvě měření, každé při jinak rozložené váze těla na opěrné body nožní klenby. Metoda měření fotogrammetrií zůstala stejná s předcházející studií („Studie fotogrammetrického měření dechových pohybů“), tj. lepení značek, procedura měření, sběr dat a jejich zpracování. Při měření jsme tentokrát sledovali přesnost provedení stoje a koncentraci cvičence na rozložení váhy na nožní klenbě. Opora klenby nožní má tři body (obr. 12). Pro druhé měření jsme

pro lepší zřejmost přenosu váhy zvolili podložení podélné osy nohy centimetrovým klínem, na který se cvičenec postaví. Tím se přenesou automaticky váha těla na vnější okraj nohy a mediální část podélné klenby se odlehčí.

Měření probíhalo vždy dvakrát po sobě ve stejné poloze, přestávka mezi jednotlivými měřeními byla pět minut.

9.3.1 POPIS POLOH PŘI MĚŘENÍ

První měření: Stoj spojný, prsty rukou v mírné flexi, opora nohou o tři body.

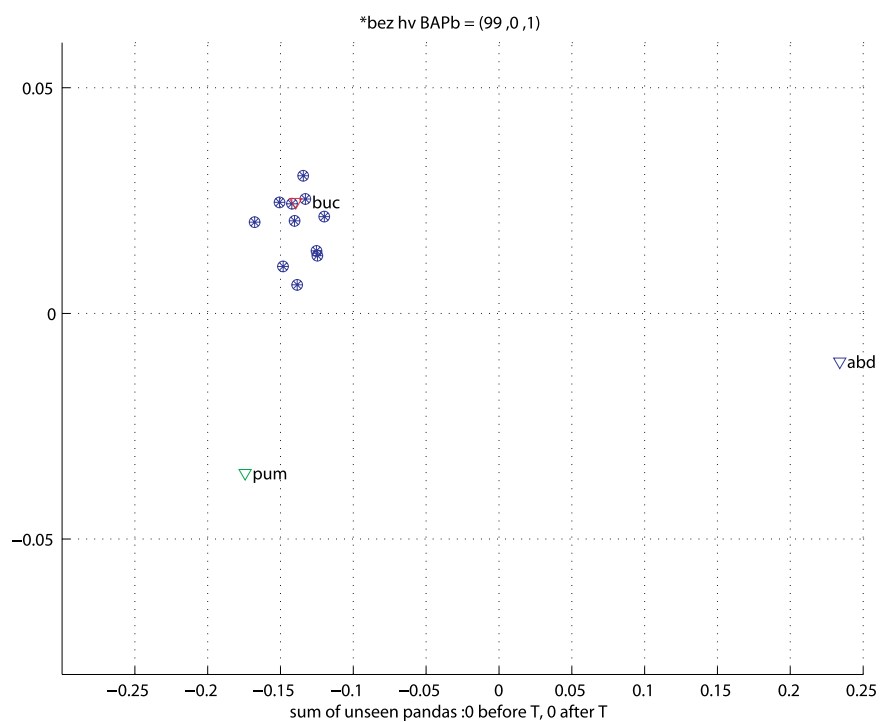
Druhé měření: Stoj spojný, prsty rukou v mírné flexi. Mediální, podélná klenba nohy je v podélné ose podložena dřevěným klínkem. Váha nohy se přenesou na laterální klenbu nohy.

9.4 VÝSLEDKY NAMĚŘENÝCH DAT

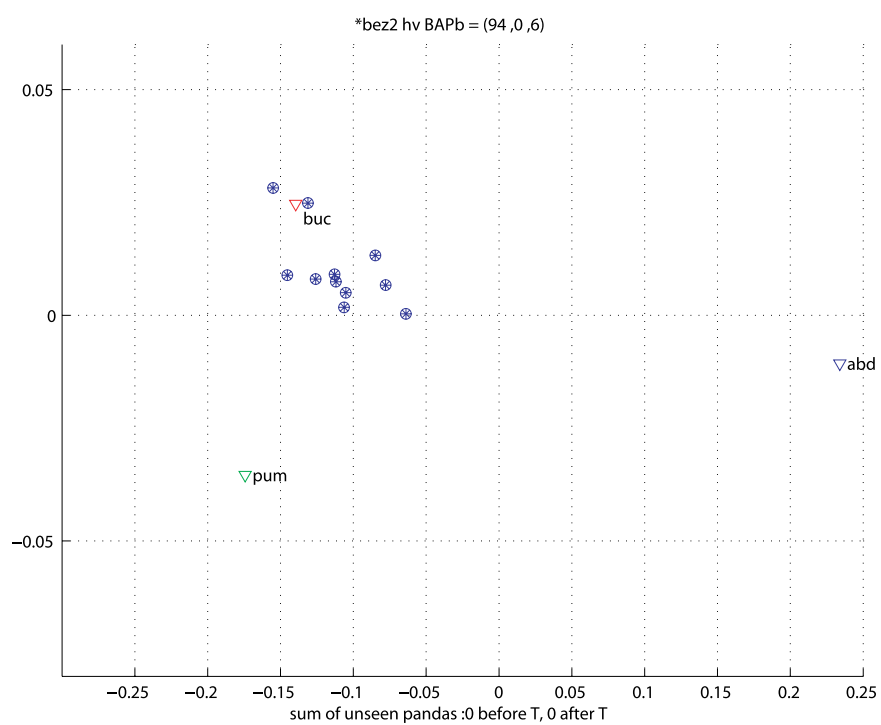
Výsledky selekce deskriptivních příznaků a jejich popis BAP charakteristikou jsou pro všechna měření stejná. Jsou popsána v tabulce 10 a na grafech 22-25 .

VÝSLEDKY				
	OPAKOVÁNÍ	B	A	P
PRVNÍ MĚŘENÍ	1	99	0	1
	2	94	0	6
DRUHÉ MĚŘENÍ	1	0	0	100
	2	26	0	74

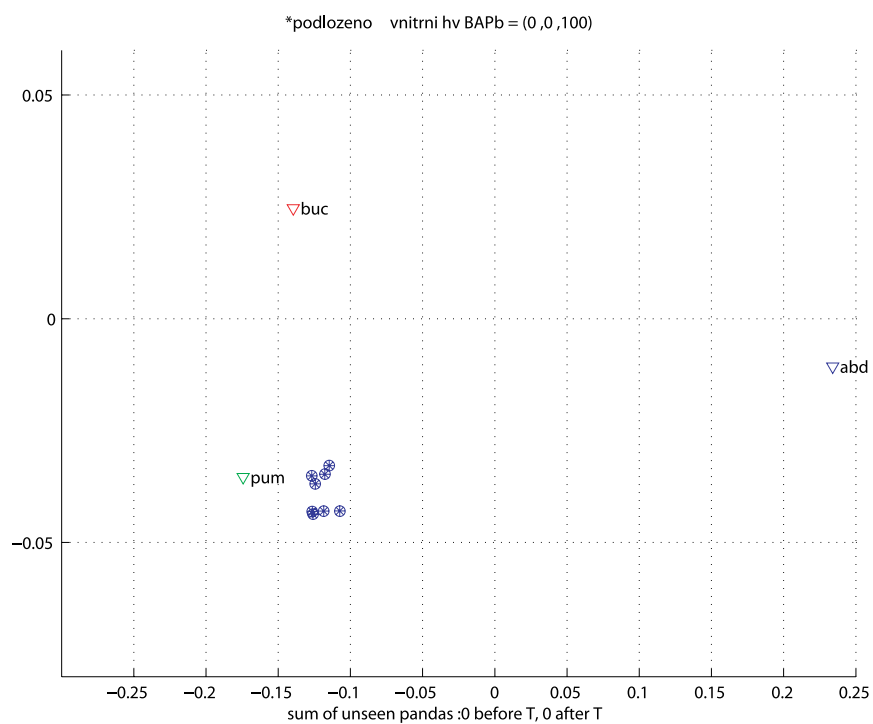
Tabulka 10: Shrnutí hodnot uvedených v záhlaví grafu



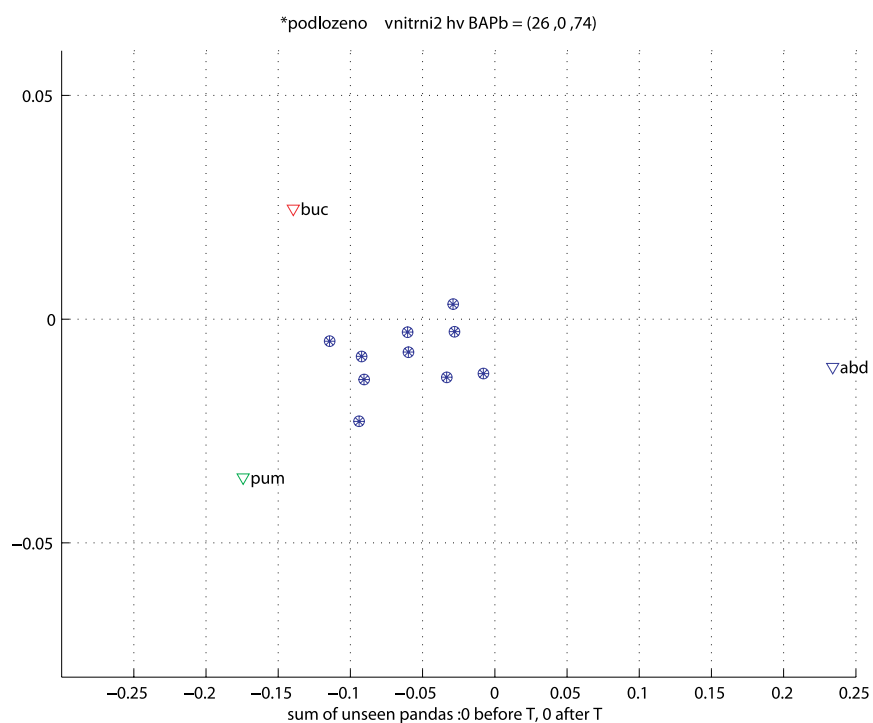
Graf 22: Výsledky prvního měření



Graf 23: Výsledky prvního měření, druhé opakování



Graf 24: Výsledky druhého měření – stoj na vnější hraně chodidla



Graf 25: Výsledky druhého měření – stoj na vnější hraně chodidla, druhé opakování

9.4.1 SHRNUTÍ VÝSLEDKŮ

U **prvního měření** je váha těla rozložena na tři opěrné body nožní klenby a typ dýchání se přibližuje k etalonu B (*bucket*) u prvního 99 a druhého opakování 94.

U **druhého měření** se změnilo rozložení váhy pouze na laterální okraj nohy a dýchání se přibližuje k etalonu P (*pump*) u prvního 100 a druhého opakování 74.

9.5 DISKUSE ZÁVĚR

Tato studie je zatím provedena pouze na jedné osobě. Otázka, již jsme si na začátku této studie kladli, ukazuje, že náš předpoklad vzájemného vlivu opory těla a dýchání se potvrzuje.

Potvrdil se předpoklad, že nerovnoměrná opora o nožní klenbu, v našem případě o malíkovou hranu, změnil dýchání na *pump handle*. Jsme si vědomi, že z tohoto jediného výsledku nelze učinit seriózní interpretaci. Je však indikátorem a otevřením prostoru pro další zlepšení indikátoru měření a hodnocení stabilizace těla a dýchání.

10. CELKOVÝ SOUHRN STUDIÍ

V této práci jsme si dali za úkol studovat problém vztahu mezi systémem držení těla a systémem dechovým. Ke zkoumání tohoto problému jsme použili pět studií. „STUDIE BRÁNICE NA MR“ ukazuje reakci bránice na změnu držení těla. V této studii jsme provedli celkem pět měření, a to v různých výchozích polohách – elevace sternu, napřímení, hlava v anteflexi, hlava v retroflexi. V každé z těchto poloh došlo ke změně polohy, tvaru a pohybu bránice. V poloze napřímení se projevuje bránice souměrně, její vertikální pohyb není velký a sternum nevykazuje kraniální posun. Na frontálním řezu je patrné, že se žebra pohybují do stran. U jiných poloh není bránice souměrná a její kraniokaudální pohyb je větší než u polohy napřímení. Dochází též ke změnám v hrudníku a abdominální oblasti.

Ve druhé studii „CVIČENÍ“ uvádíme část z navrhovaných cvičení. Vytvořili jsme cvičení na základě vlastních zkušeností, upřesnili je o poznatky a výsledky, které jsme získali v průběhu studia problému držení těla a dýchání, a opíráme se o poznatky z vývojové kineziologie. Ve všech uvedených cvičeních se uplatňuje stejný princip svalového zřetězení pro vzpřímené držení těla.

Obsahem další studie „KLINICKÉ TESTY“ bylo vytvoření klinických testů, které hodnotí svalové souhry nutné pro princip vzpřímeného držení těla. Při sestavování klinických testů jsme vycházeli ze stejných principů jako u cvičení ve 3. kapitole. Volili jsme testovací polohy vleže, vleže na břiše, vleže na boku a vestoje. Při jejich sestavování se opíráme o vlastní zkušenosti a Vojtovo (1995) zjištění, že je korelace svalové souhry mezi polohami vleže a ve vertikále. Vybrali jsme pět testů, kterými hodnotíme svalovou souhru vzpřímeného držení:

- Stabilizaci pletence ramenního v lehu na břiše
- Stabilizaci trupu v lehu
- Stabilizaci trupu v lehu na boku
- Stabilizaci a zaosení (alignment) dolní končetiny při stoji na jedné noze
- Hodnocení dechových pohybů ve stoji.

Pro analýzu vlivu cvičení na výsledky klinických testů jsme použili souhrnná bodová ohodnocení. Jejich souhrnné výsledky jsou uvedeny v tabulce 3, kapitola 7.

Hypotézu o rovnosti středních hodnot výsledku klinických testů před cvičením a po cvičení můžeme zamítnout ve prospěch alternativní hypotézy, že střední hodnota před cvičením je menší než po cvičení, a to dokonce na 1 % hladině. Provedený t-test tedy prokázal pozitivní vliv cvičení na výsledky klinických testů.

„STUDIE MĚŘENÍ DECHU FOTOGRAMMETRIÍ“ řeší problém metody hodnocení dechových pohybů. Fotogrammetrický systém jsme přizpůsobili našemu zadání. Navrhli jsme pravděpodobnostní model dechových pohybů a vytvořili dechové etalony. Zvolili jsme 3 etalony, které jsme označili písmeny B, A, P. Nalezená BAP charakteristika pak představuje pravděpodobnou příslušnost k jednotlivým etalonům. Samotné měření probíhalo postupně ve třech skupinách, dohromady na 19 cvičencích a ve skupině kontrolní o 7 cvičencích. Výsledky jsou zaznamenány v grafech a tabulkách. Na základě opakovaných měření můžeme též hodnotit stabilitu řízení dechového programu podle rozptylu jednotlivých měření uvnitř tříd. Pozorováním kontrolní skupiny (skupina C) jsme chtěli prokázat, do jaké míry ovlivňují přesnost měření změny psychického stavu. Očekávalo se, že psychické vlivy, například obavy z nového prostředí a cizích lidí, nervozita, stylizace či stres, budou mít na snímání vliv v podobě velkých rozptylů měřených hodnot. Z grafů můžeme pozorovat, že u 6 ze 7 cvičenců označených C2, C3, C4, C6, C7 nedošlo při opakovaných měřeních k výrazným změnám ani v příslušných třídách, ani v rozptylu uvnitř tříd. Z tohoto nálezu můžeme usoudit, že náhodné psychické změny nemají zásadní vliv na přesnost těchto měření.

Korelační analýzou jsme porovnali závislost mezi výsledky fotogrammetrického měření a klinických testů. Korigovaný Spearmanův korelační koeficient pro BAP index a celkový výsledek klinických testů je 0,6332, což je hodnota vyšší než hodnota kritická. Hypotézu o nezávislosti BAP indexu a výsledků klinických testů proto na hladině 5 % je možné zamítnout.

Ve „STUDII VZTAHU MEZI ROZLOŽENÍM VÁHY TĚLA NA NOŽNÍ KLENBU A DÝCHÁNÍM“ zjišťujeme změnu v dýchání při uplatnění rozdílného principu držení těla. Provedli jsme dvě měření. V prvním měření jsme uplatnili princip „napřímení“ a ve druhém měření ve stojí na vnějších hranách chodidla. U prvního měření byla výrazná pravděpodobnost příslušnosti k etalonu B (*bucket handle movement*), u druhého měření se pravděpodobnost příslušnosti k etalonu změnila výrazně ve prospěch P (*pump handle movement*).

11. DISKUSE

Problémem vztahu mezi držením těla a dechovými pohyby se zabýváme již mnoho let, protože jsme si vědomi, že poruchy držení těla a dýchání jsou významným zdrojem funkčních poruch hybného systému. Na držení těla není jednotný názor a zkoumáním stavu držení těla na základě změn dechových pohybů chceme upozornit na důležitý aspekt dýchání, který může přinést jinou kvalitu v hodnocení držení těla. Dílčí zkoumání přináší cenné výsledky. My jsme zvolili zkoumání dechových pohybů jako indikátor stavu držení těla.

Na začátku diskuse se nejdříve vyjádříme k stanoveným úkolům, výzkumným otázkám a hypotézám.

Úkoly

1. Zjistit, zda určitý způsob držení těla se projevuje též určitým způsobem dýchání.

„Studie bránice na MR“ ukazuje na předpoklad, že bránice změní svou polohu a průběh dýchání podle změny držení těla. Z výsledků je patrné (zatím měřeno pouze na jedné osobě), že při změně polohy těla dochází vždy ke změně tvaru, polohy a pohybu bránice, hrudníku a břišní stěny. V měření 3 (v poloze napřímení těla) dojde k pohybu hrudníku, bránice a břišní stěny v rovině frontální. U poloh při měření 2, 4 a 5 (zvedání sternu, anteflexe a retroflexe hlavy) se sternum nebo břišní stěna pohybují v sagitální rovině.

Polohu napřímení jsme tak zvolili jako základ našeho zkoumání i v dalších studiích. Stala se nám základem pro sestavení cvičebního programu a klinických testů.

Základem dobré posturální funkce je podle vývojové kineziologie stabilizace těla v sagitální rovině (Vojta, 1995). Tomu podle nás odpovídá i model dýchání v poloze 3 – napřímení, kdy dochází k pohybu hrudníku ve frontální rovině a bránice se oplošťuje a její kranio-kaudální pohyb je malý. U fotogrammetrického měření se zvláště v poslední studii nazvané „Studie vztahu mezi rozložením váhy na nožní klenbu a dýcháním“ prokazuje, že nerovnoměrným rozložením váhy těla na nožní klenbu se změní dech oproti rovnoměrnému rozložení. Dalším studiem bychom chtěli zjistit, zda z analýzy dechových pohybů lze usuzovat na tendence vzniku posturálních poruch.

Vzájemný vliv držení těla a dýchání a jejich diagnostika je klíčem k diagnostice funkčních poruch – Lewit (1997), Vele(1997), Kolář(1996). Nalezení metodiky, která zpřesní vztah mezi posturou a dýcháním, je vlastně smyslem této práce. Naše výsledky naznačují, že hlubším porozuměním dechové funkci budeme moci daleko dříve rozpoznat funkční poruchy hybného systému a efektivněji je ovlivňovat, případně i léčit.

2. Vytvořit klinické testy pro hodnocení svalové souhry, nutné k napřímenému držení těla, a hodnocení dýchání v závislosti na držení těla.

Vytvořili jsme testy, jež hodnotí svalovou souhru, jež je nutná pro vzpřímené držení těla.

Na základě párového t-testu jsme hodnotili vliv cvičení na klinické testy. Hypotézu o rovnosti středních hodnot jsme zamítli ve prospěch alternativy, že střední hodnota před cvičením je menší než střední hodnota po cvičení, dokonce i na 1 % hladině významnosti. Nejmenší možná hladina zamítnutí (tzv. p-hodnota) je rovna $6,027 \cdot 10^{-8}$. Můžeme tedy usuzovat, že cvičení má na výsledky klinických testů pozitivní vliv.

Tyto klinické výsledky jsou dále ještě porovnávány s výsledky fotogrammetrického měření, protože naší snahou je objasnit vztah mezi držením těla a dýcháním. V tomto směru je to náš první úspěšný pokus o prokázání této vzájemné závislosti. Jsme si vědomi, že k seriózní medicínské interpretaci tohoto vzájemného vztahu nás čeká ještě mnoho práce. Index váhy testů je důležitou součástí korelace s BAP indexem fotogrammetrického měření. Při zpracování dat je třeba též více zohlednit anatomické rozdíly jedinců, které mohou mít vliv na hodnocení jednotlivých testů. Tyto zkušenosti se zákonitě promítají do provedení cvičení. Testy musí především hodnotit kvalitu řídicí funkce, a tedy i kvalitu cvičení, a v tomto směru vidíme nyní další možnosti jak dosáhnout zlepšení. Dále je nutné k ověření širší platnosti rozšířit vzorek cvičenců.

3. Vytvořit metodiku reedukačního cvičení pro terapii recidivujících vertebrogenních syndromů.

Náš výzkum trval čtyři roky a během této doby jsme intenzivně pracovali na nalezení metodiky měření dýchání. Na základě vzájemného ovlivňování měření a klinického pozorování vznikla metodická řada cvičení a klinických testů, která se nám

osvědčuje v klinické praxi jak při terapii, tak i v prevenci. Považujeme to za dobrý základ pro další výzkumnou práci. Analýza záznamu z magnetické rezonance ukazuje na možnou provázanost změn držení těla a dýchání („Studie MR bránice“). Tato studie podpořila naše klinické zkušenosti, že dechové cvičení musí vycházet ze zajištěné výchozí polohy. Bez dobré posturální opory nemá změna dýchání dlouhodobý účinek. Vypracovali jsme a vyzkoušeli reedukační postupy a přikládáme teoretický i praktický popis cvičení (kapitola „Cvičení“). Zjistili jsme, že nelze cvičení rozdělovat na jednotlivé části, ale musí mít ucelený charakter s regulací postupu. Svalstvo se musí zapojovat vždy v určitém zřetězení, jehož základem jsou výchozí polohy. Je nutné začít nejprve s posturální korekcí a sledovat, jak na tuto svalovou souhru působí dech. Zjištěním, jak působí dech na držení těla, se postupným cvičením prohlubuje vzniklá svalová souhra, kterou jsme nazvali napřímením. Jedině svalovou souhrou, jež zlepšuje kvalitu dýchání a zároveň držení těla, může dojít ke stálým změnám v držení těla. V našem případě je tato svalová souhra vyjádřena principem napřímení. Prevenci i terapii vertebrogenních poruch chápeme jako **hygienu páteře** s různou hierarchií uplatnění jednotlivých prvků cvičení podle individuálního stavu cvičence.

4. Seznamovat průběžně s cvičením klienty, fyzioterapeuty a lékaře na pravidelných cvičeních, seminářích a konferencích.

Cvičení s klienty probíhá po celý rok dvakrát v týdnu. Pravidelných cvičenců je přes 60. Každý měsíc je vyhlášen jednodenní seminář s diskusí a kineziologickým rozбором cvičení. Dále jsou pravidelně pořádány semináře pro fyzioterapeuty a lékaře v USA, Dánsku a Švédsku.

Výzkumné otázky

1. Do jaké míry jsou spolehlivé dostupné znalosti o funkci bránice?

Funkce bránice jako hlavního dechového svalu není tak intenzivně studována jako třeba funkce srdeční. Proto znalosti o její funkci jsou spíše rázu klinického. Skládal (1970) přišel s názorem, že bránice není pouze sval dechový, ale má i funkci posturální. Dále jsou známy práce, zabývající se snímáním brániční aktivity pomocí EMG

(Hodges, Gandeiva, 2000). Snímání drátkovou elektrodou však dává pouze částečný pohled na funkci bránice, protože lze tímto způsobem snímat pouze její část. Funkce bránice jako celku se dá studovat na MR. Naše studie MR ukazuje, že bránice nepracuje vždy jako celek, ale že její svalová aktivita je diferencována podle zaujmutí postury. Bránice reaguje na posturální funkci a její svalová aktivita se diferencuje. Je nutné provést další studie posturální a dechové funkce bránice na MR k odhalení vlivu bránice na posturální funkci.

2. Lze určit způsob dýchání a kineziologicky jej vyhodnotit na základě v současné době dostupného technického vybavení?

V naší práci jsme využili principu fotogrammetrie k měření dechových pohybů. Náš záměr rozlišit jednotlivé dechové pohyby a získat jejich etalony (vzorové měření) se v zásadě podařil na základě pravděpodobnostní příslušnosti k jednotlivým třídám rozdělení dechu na BAP. Takového srovnání má ještě svá úskalí a je potřeba dalšího vývoje. V současném stavu jsme schopni zaznamenat při změně polohy těla změnu dýchání.

3. K jakým závěrům lze dospět srovnáváním výsledků způsobu dýchání z klinického hodnocení s výsledky získanými s použitím technického vybavení?

Na základě fotogrammetrického měření jsme pomocí BAP charakteristiky našli pravděpodobnostní model. Pro každý ze zvolených typů dýchání máme k dispozici vzorové měření (etalon). Vzniknou tři pravděpodobnostní příslušnosti ke třídám B, A, P. Tato BAP charakteristika představuje trojici čísel, která vyjadřují pravděpodobnou příslušnost k jednotlivým dechovým prototypům (Krtička, 2006). Korigovaný Spearmanův korelační koeficient pro BAP index (podle vzorce 11) a celkový výsledek klinických testů je 0,6332, což je hodnota vyšší než kritická hodnota. Hypotézu o nezávislosti BAP indexu a výsledků klinických testů proto na hladině 5 % zamítáme.

Hypotézy

H1

Předpokládáme, že se změni poloha a pohyb bránice v závislosti na změně držení těla.

Tuto pravděpodobnost jsme ověřovali „Studii MR bránice“. Při změně postavení hlavy a nohou došlo vždy ke změně polohy bránice a dýchání. U „Studie vztahu mezi rozložením váhy na nožní klenbu a dýcháním“ došlo též podle očekávání ke změně dýchání.

H2

Předpokládáme, že změna přenesení váhy těla ve stoji na vnější či vnitřní okraj nohy nebo její rovnoměrné rozložení na opěrné body klenby ovlivňuje držení těla a dechový vzor (změnou aference do CNS).

Výsledky „Studie vztahu mezi rozložením váhy na nožní klenbu a dýcháním“ ukazují, že změna v rozložení váhy těla na nožní klenbu změni i dechový vzor – v našem případě z příslušnosti k třídě B na P. Procentuální vyjádření BAP charakteristiky je u prvního měření 100 % P a u druhého měření 76 % P a 24 % B. To ukazuje, že jsme schopni měřit dechové změny v závislosti na postuře. Pro seriózní medicínskou interpretaci musíme provést další měření.

H3

Jestliže aktivita periartikulárních svalů kyčle má vliv na postavení nohy, pak předpokládáme, že změna v držení nohy ovlivni držení těla a dýchání.

Tuto hypotézu se nám zatím daří prokázat pouze klinicky. Hlavně při testu ve stoji na jedné noze můžeme pozorovat funkci periartikulárních svalů. V případě špatné funkce patela směřuje jinam než nad osu nohy, to znamená, že femur je pootočen vůči tibii a noze. U testu napřímení nedojde bez účasti a zapojení do svalové souhry peritrochanterických svalů ke změně dýchání na bucket.

H4

Jestliže fixační svaly lopatky mají vliv na postavení ruky, pak předpokládáme, že změna v držení ruky ovlivni držení těla a dýchání.

Test laterální stabilizace ukazuje na důležitost fixace lopatky a zapojení vnějších

rotátorů paže do svalové souhry napřímení. Jestliže nedojde při fixaci pletence k extenzi hrudní páteře, pak vzniklá svalová souhra nevede k napřímení.

H5

Předpokládáme, že pomocí fotogrammetrické metody budeme schopni určit typ dechového vzoru.

Podle výsledků studie můžeme říci, že fotogrammetrie měří změnu dechových pohybů. Pro každý ze zvolených typů dýchání máme k dispozici vzorové měření (etalon). Pravděpodobnost je vyjádřena k tomuto etalonu.

H6

Předpokládáme, že existuje korelace mezi hodnocením držení těla a dechu klinickými testy a fotogrammetrií.

Korelační analýza ukázala souvislost mezi klinickým vyšetřením a fotogrammetrickým měřením. Spearmanův korelační koeficient pro BAP index a celkový výsledek klinických testů je 0,6332, což je hodnota vyšší než hodnota kritická. Hypotézu o nezávislosti BAP indexu a výsledků klinických testů proto na hladině 5 % zamítáme.

Navrhovaná cvičení, klinické testy a BAP charakteristika jsou prvním úspěšným výsledkem pokusu, jak poznat a po případě ovlivnit vnitřní integraci řídicích systémů držení těla a umožnit jejich verifikaci. V předešlých námi navrhovaných cvičeních nebyla tolik postižena integrace mezi řídicími posturálními a dechovými mechanismy. Tentokrát jsme vyšli z principu napřímení. K této změně pohledu přispělo nalezení BAP charakteristiky a možnosti jejího vzájemného porovnání korelačním koeficientem s klinickými testy. Možnost rozdělení dechu do tříd, BAP charakteristika umožnila měřit změny dechových pohybů v závislosti na držení těla. Dech jako indikátor změn v držení těla je dobrým začátkem dalšího výzkumu. Dech velmi citlivě reaguje na změny v hybném systému a doposud se jej nedalo použít k diagnostice pro nemožnost jej měřit a docílit opakovatelnost měření. Vytvoření indexu, který rozdělí jednotlivé dechové pohyby do tříd nebylo snadné, protože jej ovlivňovalo mnoho vnějších faktorů. Museli jsme provést mnoho normalizačních kroků primárního měření. Důležité je, že nynější výsledný index je schopen rozeznat dechový typ bez velké citlivosti na velikost dechových pohybů.

Pro přesný medicínský závěr je nutná lepší korelace s klinickým vyšetřením. Klinická vyšetření a BAP charakteristika pravděpodobně postihují i jiné vzájemné vztahy, které zatím nerozlišujeme. Vzniká prostor k průniku obou pohledů a využití jejich vzájemného korektivu při řešení problematiky stability a jejich vlivů na dechový systém a držení těla.

Musíme získat dechové prototypy od více cvičenců. Musíme zvážit, do jaké míry se na výsledku podílí individuální anatomická rozdílnost tvaru žeber, kdy při stejném směru pohybu žebra může dojít k jinému výslednému rozložení pohybu na osách X, Y, Z.

Další otázkou zůstává, jak velký je vliv rozdílnosti tělesných proporcí u obou pohlaví pro prototypové dýchání, protože ženy mají jinak rozmístěné pandy v liniích k_3 , k_4 , k_5 . Nevíme ani, do jaké míry tyto rozdíly reflektují klinické testy. Jsme přesvědčeni, že dýchání je velice citlivým indikátorem stavu držení těla, a hledáme metodu jeho měření. Na základě dosažených výsledků můžeme říci, že dech se mění v závislosti na držení těla.

Náplní budoucí práce musí tedy být rozšíření skupiny prototypových dat o více figurantů obou pohlaví, aby se zjistilo, jaký je rozptyl hodnot mezi subjekty samotných prototypů. Další kroky musí vést k vhodnému upravení BAP charakteristiky, aby se snížila její citlivost k preferování dechového programu *pump handle*. A samozřejmě k zohlednění těchto zjištění i v klinických testech.

Nicméně na základě této práce jsme pronikli hlouběji do problematiky a složitosti kvantifikace dechových programů a proto při dalším zkoumání budeme vědět, jaké obtíže mohou nastat a co přesně potřebujeme zjišťovat.

Hustota roztrídění dechových prototypů charakteristikou prostoru 2-D se zdá být příliš úzká. Vedlejším účinkem je proto menší schopnost indexu rozpoznat dechové typy, jež spadají někam mezi tyto vyhraněné tři prototypy. Výsledek je pak poněkud „křehký“ a zevšeobecnění existence tohoto trojdílného klasifikátora je zatím nedostatečné. Percentuální zastoupení třídy *bucket handle* ve třech testech a v kontrolním setu je vyšší, než by se očekávalo. Toto chování je možná spojeno s nedostatečnou možností zevšeobecnění.

Závěrem je nutné říci, že existuje prostor k zlepšení BAP charakteristiky, zvláště v jejím zevšeobecnění. To platí i v otázkách klinických, což je předmětem naší další práce. Lze však uzavřít, že jsme našli novou metodiku, jak měřit změnu dechového programu ve vztahu k držení těla a jejich korelace s klinickým pozorováním.

12. ZÁVĚR

Tato disertační práce se snaží přispět k řešení problému narůstajícího výskytu různých bolestivých syndromů páteře, které se v klinické praxi běžně označují jako funkční vertebrogenní poruchy. Významným zdrojem těchto funkčních poruch je držení těla a dýchání. Problémem vztahu mezi držením těla a dechovými pohyby se zabýváme již mnoho let a je to i předmětem naší práce. Na držení těla není jednotný názor a zkoumáním stavu držení těla a jeho hodnocení na základě změn dechových pohybů chceme upozornit na důležitý aspekt dýchání, který není v tomto kontextu zkoumán, ale my se domníváme, že může přinést jinou kvalitu v hodnocení držení těla, a tím zlepšit prevenci a léčbu vertebrogenních poruch. Dílčí zkoumání vlivu jednotlivých svalových skupin přináší důležité poznatky o funkci, nicméně jakékoliv cílené cvičení určité svalové skupiny nemůže zlepšit funkci držení těla jako celku. Je nutné vždy integrovat svalovou souhru do rámce globálního vzoru (Vojta, 1995). Jak již bylo řečeno, naše práce trvala čtyři roky a byla součástí projektu grantového úkolu MZ ČR NK 7735-3/2003.

Na základě vzájemného ovlivňování měření a klinického pozorování vznikla metodická řada cvičení a klinických testů, které se nám osvědčují v klinické praxi jak při terapii, tak i při prevenci. Považujeme to za dobrý základ pro další výzkumnou práci. Analýza záznamu z magnetické rezonance ukázala na možnou provázanost (studie provedena na jednom cvičenci!) změn držení těla a dýchání („Studie MR bránice“). Tato studie podpořila naše klinické zkušenosti, že dechové cvičení musí vycházet ze zajištěné výchozí polohy. Bez dobré posturální opory nemá navozená změna dýchání dlouhodobý účinek. Vypracovali jsme a vyzkoušeli reedukační postupy, uvedli teorii cvičení a popis vybraných cviků. Vzpřímení začíná v horizontálním držení těla, které je pravouází vzpřímeného držení (Vojta, 1995). Je nutné začít nejprve s posturální korekcí a sledovat, jak na změnu svalové souhry reagují dechové pohyby. Zjištěním, jak se v určité poloze změní i dechové pohyby a jak je tento stav integrace dechu a držení těla možné udržet coby návykové. Postupným cvičením se integrace prohlubuje a vzniká svalová souhra, kterou jsme nazvali napřímením.

Na základě párového t-testu jsme hodnotili vliv cvičení na klinické testy. Hypotézu o rovnosti středních hodnot jsme zamítli ve prospěch alternativy, že střední hod-

nota před cvičením je menší než střední hodnota po cvičení, dokonce i na 1 % hladině významnosti.

K rozpoznání změn dechových pohybů jsme použili kromě klinického pozorování principu fotogrammetrie. Náš záměr rozlišit jednotlivé dechové pohyby a získat jejich etalony (vzorové měření) se v zásadě podařil na základě pravděpodobnostní příslušnosti k jednotlivým třídám rozdělení dechu na BAP charakteristiku. Takovéto srovnání má ještě svá úskalí a je potřeba dalšího vývoje. Očekávané výsledky změny dechu po cvičení nejsou zatím přesvědčivé, a to především proto, že cvičení neprobíhalo po dostatečnou dobu a nemohlo tudíž dojít k návykovým změnám. Další možností, jak zpřesnit měření, je získání etalonů od více osob a také od žen, protože se z anatomických důvodů liší poloha pand. Klinická kontrola stavu držení těla bezprostředně při měření nám zpřesní vyhodnocení výsledků měření a jejich interpretaci. To nám odhalila poslední „Studie vztahu mezi rozložením váhy nožní klenbu a dýcháním“. Změny, které jsme očekávali, se potvrdily (studie byla provedena zatím na jednom cvičenci). Podložením nohou klínky v podélné ose jsme docílili, že váha těla spočívala na vnější hraně chodidel. Změna v dýchání byla jednoznačná. Oproti normálnímu rozložení váhy na tři body chodidla (obr. 12) se změnilo dýchání z *bucket handle* na *pump*. V současném stavu zkoumání jsme schopni zaznamenat při změně polohy těla změnu dýchání. Je to dobrý základ pro další práci.

Korelační analýzou mezi klinickými testy a BAP indexem jsme chtěli prokázat, že existuje souvislost mezi klinickým vyšetřením a fotogrammetrickým měřením. Spearmanův korelační koeficient pro BAP index a celkový výsledek klinických testů je 0,6332, což je hodnota vyšší než kritická hodnota, která je pro hladinu 5 % a 19 naměřených hodnot obou veličin rovna 0,4579. Proto můžeme nulovou hypotézu, že klinické testy a hodnoty BAP indexu jsou nezávislé, zamítnout.

Závěrem je nutné říci, že navrhovaná cvičení, klinické testy a BAP charakteristika jsou prvním úspěšným výsledkem, jak poznat a po případě ovlivnit vnitřní integraci řídicích systémů držení těla a dýchání a umožnit jejich verifikaci. Nalezli jsme novou metodiku měření dechových pohybů. Prevenci i terapii vertebrogenních poruch chápeme jako **hygienu páteře** s různou hierarchií uplatnění jednotlivých prvků cvičení podle individuálního stavu cvičence.

13. LITERATURA

1. ARUIN, A. S.; LATSH, M. L. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary movements. *Experimental Brain Research*. 1995. 103 s. 323-332
2. BELEN'KII, V.; GURFINKEL, V. S.; PALTSEV, Y. Elements of control of voluntary movement. *Biofizika*. 1967.12 s. 135-141
3. BERGMARK, A. Stability of the lumbar spine; a study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1989.230 s. 20-24
4. BOGDUG, N. Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum. 3rd Edition. London, Churchill Livingstone, 1999. 30. 31 s. 104-105
5. BOUISSET, S.; TARTARA, M. A sequence of postural adjustments precedes voluntary movement. *Neuroscience letters* 1981. 22 s.263-270
6. CALA, S. J.; KENYON, C. M.; FERRIGNO, G., aj. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. *J. Appl. Physiology*. 1996.81(6) s. 2680-2689
7. CALAIS-GERMAIN, B. Anatomy of Movement. Eastland Press, incorporated P.O. box 99749. Seattle. 1993 ISBN 0-939616-17-3
8. DUDA, R.; HART, E.; STARK, G. Pattern Classification. John Wiley and Sons, New York, USA, 2001
9. CAROLA, R.; HALLEY, J. P.; NOBACK, Ch. R. Human Anatomy and Physiology. McGraw-Hill Publishing Company 1990 ISBN 0-07-557937-5
10. ČIHÁK, J. A Photogrammetric System for Measuring Breathing Movements. Department of cybernetics. Faculty of Electrical Engineering. Czech Technical University in Prague, 2004. CTU-CMP-2004-17
11. ČIHÁK, J.; ČUMPELÍK, J.; KRTIČKA, L., aj. Recognition of breathing Pattern by a Photogrammetric Method. Research Report 2005. CTU-CMP-2005-32. Center for Machine Perception, Department of Cybernetics, Czech Technical University Prague, December 2005. ISSN 1213-2365
12. ČUMPELÍK, J.; VÉLE, F. Yoga-Based Training for Spinal Stability. In Liebensohn, C. Rehabilitation of the Spine. Lippincott Williams and Wilkins. 2005. ISBN 0781729971

13. ČUMPELÍK, J. Reakce bránice na změnu držení těla v obrazech magnetické rezonance. Mladí Evropané ve vědě 2005. Sborník příspěvků FTVS, 2005. ISBN 80-86317-41-2
14. ČUMPELÍK, J.; VÉLE, F.; KROBOT, A., aj. Vztah mezi dechovými pohyby a držením těla. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 2006 č. 2 s. 62-70.
15. ČUMPELÍK, J.; SMUTNÝ, V.; VEVERKOVÁ, M., aj. Posturografické hodnocení statické a dynamické stabilizace těla. Technická zpráva č. CTU – CMP – 2005 – 31 Centrum strojového vnímání, katedra kybernetiky, České vysoké učení technické v Praze, prosinec 2005. ISSN 1213-2365
16. ČUMPELÍK, J.; SMUTNÝ, V.; ŠÁRA, R. aj. Fotogrammetrické měření dechové dynamiky : úvodní experiment. 2001 Technická zpráva č. CTU – CMP – 2001 – 23. Centrum strojového vnímání, katedra kybernetiky ČVUT
17. ČUMPELÍK, J. Exercise for the posture and deep muscle stabilizing function based on yoga principles. Workshop Course. Chicago 22-23. 10. 2005
18. FERRIGNO, G.; CARANAVALI, P.; ALIVERTI, A., aj. Three-dimensional optical analysis of chest-wall motion. J. Apply. Physiology. September 1994 77(3) s.1224-1231,
19. GAHERY, Y.; MASSION, J. Co-ordination between posture and movement. Trends in Neuroscience 1981. 4 s. 199-202
20. GARDNER-MORSE, M.G.; STOKEM, I. A. The effects of abdominal muscles coactivation on lumbar spine stability. Spine 1998. 23 s. 86-89
21. GURFINKEL, V. S. The mechanism of postural regulation in man. Soviet Scientific Reviews. Section F. Physiology and general Biology 1994. 7 s.59-89
22. HODGES, P. W.; CRESSWELL, A.G.; THORESTENSSON, A. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. Experimental Brain Research 1999. 124 s.69-79
23. HODGES, P. W.; CRESSWELL, A. G; DAGGFELDT, K. Three dimensional preparatory trunk motion precedes asymmetrical upper limb movement. Gait Posture 2000. 11 s. 92-101
24. HODGES, P. W.; GANDEIVA, S. C. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. Journal of Physiology 2000. 522.1 s. 165-175

25. HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A.; Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical therapy* 1997. 77 s. 132-144
26. HODGES, P.W.; RICHARDSON, C.A. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics* 1997. 40 s.1220-1230
27. HODGES, P. W.; RICHARDSON, C. A. Feed forward contraction of trans- versus abdominis is not influence by the direction of arm movement. *Experimental Brain Resarch* 1997b. 114 s.62-370
28. CHOLEWICKI, J.; PANJABI, M. M.; KHACHATRAYAN, A. Stabilizing function of trunk flexor – extensor muscles around a neutral spine posture 1997. 22 s.2207-2212
29. JIROUT, J. Studies on the dynamics of the spine. *Acta radiol.* 1956. 46 s.55-60
30. JIROUT, J. Pokus o stanovení dynamické normy lumbosakrální páteře. *Čs. Neurol.* 1959. 22 s. 153-158
31. JIROUT, J. Korelace dynamických poruch krční páteře v sagitální rovině. *Čs. Neurol.* 1964. 27. s. 196-199
32. KAPANDJI, I. A. The physiology of joints. Churchill Livingston, London, 1975. ISBN 0 443 01209 1
33. KENDALL, M., GIBBON, J. D. Rank correlation Methods. Edward Arnold, London, Great Britain, 5th Edition, 1990
34. KOLÁŘ, P. Diferenciace svalové funkce z hlediska posturální podstaty. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca* 1996. 5. s. 4
35. KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 1998. č. 4. s. 142-147
36. KOLÁŘ, P. Význam vývojové kineziologie pro manuální medicinu. *Rehabilitace a Fyzikální Lékařství.* 1996. 4. s. 152-155
37. KOVÁŘ, R.; BLAHUŠ, P. Vybrané statistické metody v antropomotorice. Universita Karlova, skripta pro studenty FTVS. 1971
38. KRTIČKA, L. Objektivizace vztahu dechových pohybů a funkce páteře. 2006. Research Reports of CMP, Centrum strojového vnímání, katedra kybernetiky Fakulta elektrotechnická ČVUT

39. LEWIT, K. Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. Barth Verlag Heidelberg. Česká lékařská společnost J.E. Purkyně. Praha 1996 ISBN 3-335-00401-9
40. LEWIT, K. Postisometrische Relaxation in Kombination mit Andersen Methoden Muskuläre fazilitation und Inhibition. Manuele Medizine 1985. 24. s. 30-40
41. LEWIT, K. Discussion invited: „The theoretical pathology of acute locked back: a basis for manipulative therapy”, by Bogdug, N.; Jull, G. J. Manual Medicine. 1985. 1. s.78
42. LIKEŠ, J.; LAGA, J. Základní statistické tabulky, Státní nakladatelství technické literatury, Praha, 1978
43. MESZÁROS, C. Automatic detection of image for calibration perspective camera. Master's thesis, Department of Mathematics and Physics, Charles University, 2000
44. NASHNER, L. M. Adapting reflexes controlling the human posture. Exp Brain Res 1976. 26 s.49-70
45. PANJABI, M. M. The stabilizing system of the spine. Part 1. Function, adaptation and enhancement. Journal of spinal disorders 1992. 5. s. 383-389
46. ŠÁRA, R.; SMUTNÝ, J.; ČUMPELÍK, J., aj. Evaluation of breathing dynamic. Technická zpráva č. CTU-CMP-2001-23 CMP FEL ČVUT, 2001. ISSN 1213-2365
47. RASCHKE, U.; CHAFFIN, D. B. Trunk and hip muscle recruitment in response to external anterior lumbosacral shear and moment loads. Clinical biomechanics. 1996. 3. s.145-152
48. RICHARDSON, C.; JULL, G. aj. Therapeutic Exercise for Spinal Segmental Stabilization in Low Back Pain. Scientific basis and clinical approach. Edinburgh, London, Churchill Livingstone, 1999. 50. 52
49. RICHARDSON, C.; HODGES, P.; HIDES, J. Therapeutic Exercise for lumbopelvic stabilization. Churchill Livingstone, 2004. ISBN 0443 07293 0
50. SKLÁDAL, J.; ŠKAVRAN, K.; KUKULENKA, V. Posturální funkce bránice. Čs. Fysiol 1970. 19. s. 279-280
51. SNIJDERS, C. J.; VLEEMING, A.; STOECKART, R., aj. Biomechanical modeling of sacroiliac joint stability in different posture. Spine, State of the art reviews 1995. 9. s. 419-432

52. ŠÁRA, R. Recognition of Breathing pattern by photogrammetric method. Technical report, CTU-CMP-2005-32 Prague, January 2005. ISSN 1213-2365
53. VÉLE, F. Kineziologie pro klinickou praxi. Grada Publishing, Praha 1997
54. VÉLE, F.; ČUMPELÍK, J. Korekce poruch držení těla pro udržení pracovní schopnosti. II. Mezinárodní konference fyzioterapeutů ČR, Brno 2005 ISSN 1801-4062
55. VÉLE, F.; ČUMPELÍK, J. Significance of breathing movements in differential diagnostic between functional and organic faults if the movement system. Movement and health 3rd International conference. Olomouc 2003. ISBN 80-0831-7
56. VÉLE, F.; ČUMPELÍK, J.; STRNAD, P.; VEVERKOVÁ, M. Influence of breathing movements on the posture. 14th Triennial FIMM World Congress. Bratislava 2004
57. VOJTA, V. Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku. Grada Publishing, Avicenum. 1993
58. VOJTA, V.; PETERS, A. Vojtův princip. Grada Publishing. 1995
59. WARD, M. E.; WARD, J. W.; MACKLEM, P. Analysis of human chest wall motion using a two-compartment rib cage model. J. Appl. Physiology. 1992. 72(4) s. 1338-1347
60. WILDER, J., aj., Muscular response to sudden load. A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. Spine 1996. 21. s.2628-2639
61. ZÝKA, V. Panda marks description and detection. Master's thesis, Department of cybernetics, Faculty of Electrical Engineering. Czech Technical University in Prague. September 2003