



Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu



Autoreferát k disertační práci

**ZKOUMÁNÍ VZTAHU
MEZI DRŽENÍM TĚLA A DECHOVÝMI POHYBY**

Prosinec 2006

Autor: **Mgr. Jiří Čumpelík**

Školitel: **Doc. PhDr. Pavel Strnad, CSc.**

Školicí pracoviště:

Katedra zdravotní tělesné výchovy a tělovýchovného lékařství
Fakulta tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze

Vědní obor: Kinantropologie

Období zpracování disertační práce: 2002 – 2006

Vnitřní oponentura na školicím pracovišti proběhla dne:

Disertační práce byla vypracována v kombinovaném doktorském studiu na katedře tělovýchovného lékařství a zdravotní tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze.

Vědní obor: Kinantropologie

Období zpracování disertační práce: 2002 – 2006

Předkladatel: Mgr. Jiří Čumpelík

Školitel: Doc. PhDr. Pavel Strnad, CSc.

Oponenti:

Autoreferát byl rozeslán dne:

Obhajoba disertační práce se koná dne:

ZKOUMÁNÍ VZTAHU MEZI DRŽENÍM TĚLA A DECHOVÝMI POHYBY

ÚVOD DO PROBLÉMU

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. Problém vztahu mezi držením těla a dýcháním je předmětem této práce. Držení těla ovlivňuje mnoho faktorů, a proto na něj v odborné veřejnosti neexistuje jednotný názor a liší se jeho terapie a prevence. Poznatky, které získáváme z dílčích zkoumání, jsou velice cenné, ale, jak je vidět, nejsou kompletní. My se v této práci snažíme odpovědět na otázku, zda jsou držení těla a dýchání nezávislé veličiny. Zda existuje zákonitost ve vztahu mezi způsobem držení těla a dýcháním. Naše klinické zkušenosti ukazují, že dýchání velice citlivě reaguje na změny držení těla. Touto prací chceme upozornit na důležitý aspekt dýchání jako prostředku nejenom terapeutického, ale i diagnostického. Funkční porucha hybného systému znamená vždy nedostatečnou svalovou diferenciaci. Ta má též svůj zdroj aferentace. Pro změnu svalové souhry je nutné změnit i zdroj aferentace pro držení těla. Domníváme se, že zkoumání tohoto problému ve spojitosti s dýcháním může přinést jinou kvalitu v hodnocení držení těla a tím zlepšit prevenci a léčbu vertebrogenních poruch. Zkoumání vlivu jednotlivých svalových skupin na stabilizaci jednotlivých částí těla přináší sice důležité poznatky, ale zůstává dílčí. Vzhledem k tomu, že pro každou normální hybnost musí existovat mnohostranné zapojení veškerého svalstva skeletu s různou funkční diferenciací, je nutné svalovou souhru vždy integrovat do rámce globálního vzoru (Vojta, 1995). Tato funkční globální diferenciacie v sobě zahrnuje nejenom ideální svalovou souhru a její zdroje aferentace (Vojta, 1995), ale i ideaci (Piaget, 2000) a dechový proces. Domníváme se, že dech je velice citlivým indikátorem veškerých změn v držení těla. Abychom tuto klinickou zkušenost objasnili, je nutné tento vztah zkoumat a získat tak další potřebnou informaci o funkci držení těla. Naše práce trvala čtyři roky a byla součástí projektu grantového úkolu MZ ČR NK 7735-3/2003.

PŘEHLED DOSAVADNÍCH POZNATKŮ A TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Základní problematika

Při analýze funkčních vertebrogenních poruch se 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 zevně vyjadřuje stanovisko k nadcházejícímu pohybovému úkonu a je již orientována směrem k pohybovému cíli. Z této výchozí cílově orientované polohy, kterou nazýváme atitudou, zamýšlený pohyb vychází (Véle, 1997). Na této poloze závisí nejen přesnost její stabilizace, ale i přesnost účelově zaměřeného pohybu. Jsou-li nastavení a stabilizace výchozí polohy nedokonalé, pak ani 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 ani 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, avšak ta 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, jimiž by bylo možné důsledky poruchy korigovat nebo kompenzovat.

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.

Udržování polohy není neměnné, nýbrž 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, než 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.

CÍL PRÁCE

Cílem práce je hodnocení vztahu mezi dechovou mechanikou a funkcí páteře.

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, která je nutná pro napřímené držení těla, a pro 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.

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?

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

Předpokládáme, že jestliže aktivita periartikulárních svalů kyčle má vliv na postavení nohy, pak změna držení nohy ovlivní držení těla a dýchání.

H4

Předpokládáme, že jestliže fixační svaly lopatky mají vliv na postavení ruky, pak změna v postavení ruky ovlivní držení těla a dýchání.

H5

Předpokládáme, že pomocí fotogrammetrického měření budeme schopní určit typ dechového vzoru.

H6

Předpokládáme, že existuje korelace mezi klinickým hodnocením držení těla, dýcháním a fotogrammetrickým měřením dýchání.

METODIKA VÝZKUMU

Plán výzkumu

1. Zjistit, jestli změna polohy těla ovlivní polohu a pohyb bránice. Za tímto účelem provést pilotní studii na MR.
2. Vypracovat metodickou řadu cvičení pro držení těla.
3. Vytvořit klinické testy pro hodnocení vzpřímeného držení těla a dýchání.
4. Nalézt možnost rozlišení typů dýchání pomocí fotogrammetrického měření.
5. Zjistit, jestli nastanou změny v dýchání při rozdílném rozložení váhy těla na nožní klenbu.

Výzkumné metody

Metodu zkoumání jsme v naší práci Zkoumání vztahu mezi držením těla a dýcháním rozdělili do pěti oddílů – Studie magnetické rezonance bránice, Cvičení, Klinické testy, Studie fotogrammetrického měření dechových pohybů a Studie vztahu mezi rozložením váhy těla na nožní klenbu a dýcháním.

Pro přehlednost je metoda zkoumání popsána v každé studii zvlášť i s výsledky měření, které s danou kapitolou přímo souvisejí. Studie zabývající se polohou a pohybem bránice v závislosti na změně držení těla, sledovanými na MR, nám osvětluje možnou reakci bránice na změny v držení těla.

Cvičení jsou výsledkem dlouhodobé klinické zkušenosti. V této práci je popsán princip cvičení a popsána část cvičení z obsáhlejší metodické řady 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 dechových pohybů zaznamenaná změny v dýchání a pomocí BAP charakteristiky je roztrídí na dechové typy. Korelací výsledků z tohoto měření s výsledky klinických testů porovnáme jejich vzájemný vztah.

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

ORGANIZACE A PODMÍNKY VÝZKUMU

Průběh měření

Projekt trval 4 roky a byl součástí grantového úkolu MZ ČR NK 7735-3/2003. Během této doby jsme vyšetřili 90 cvičenců – 41 studentů FTVS a 49 studentů z jiných fakult. Žádný z vyšetřovaných neměl akutní problémy pohybového aparátu.

ROK	Počet osob	Působíště	Počet mužů	Počet žen	Rozmezí věku
2004	41	Studenti UK FTVS management	20	21	20–21 r.
	20	Cvičenci pravidelného kurzu zdravotního cvičení 1x týdně v průběhu roku	5	15	25–55 r.
	8	Studenti 3. lékařské fakulty UK	1	7	20–21 r.
2005	6	Členové Státní opery Praha SOP	2	4	25–30 r.
	5	Katedra tance UK HAMU	0	5	20–21 r.
	10	Cvičenci pravidelného kurzu zdravotního cvičení 1x týdně v průběhu roku	2	8	25–45 r.

Tabulka 1: Přehled počtu vyšetřených osob a jejich působíšť

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

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

Volili jsme několik testovacích poloh – vleže, vleže na břiše, vleže na zádech, vleže na boku a vestoje, protože centrálně řízený koordinační mechanismus svalové souhry nabývá při jiné poloze a účelu zaujmutí 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 pouze jednotlivé svalové skupiny nemůže odstranit funkční nedostatek, tak jako jedna poloha nestačí k ověření svalové souhry nezbytné pro vzpřímené držení těla.

ANALÝZA VLIVU CVIČENÍ NA VÝSLEDKY KLINICKÝCH TESTŮ

Klinické testy byly provedeny na vzorku 49 cvičenců, 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 2.

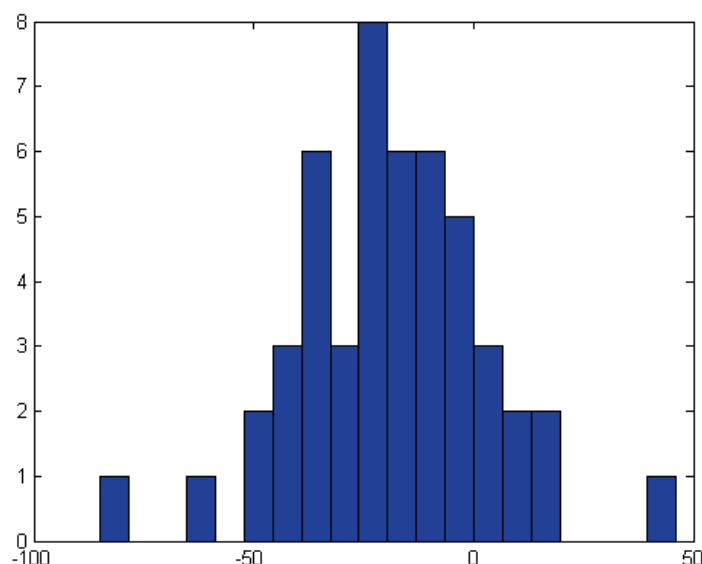
Cvičenec	Před	Po	Cvičenec	Před	Po	Cvičenec	Před	Po	Cvičenec	Před	Po
1	233	232	14	198	225	27	223	227	40	193	187
2	210	225	15	213	225	28	193	228	41	183	220
3	223	231	16	193	220	29	200	241	42	149	166
4	183	196	17	208	246	30	241	226	43	156	139
5	219	238	18	236	244	31	210	199	44	155	161
6	154	215	19	209	231	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 2: 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.1), který je podobný křivce hustoty normálního rozdělení, lze usuzovat, že předpokládáním normality neriskujeme velkou chybu.



Obr. 1: Histogram rozdílů výsledků klinických testů před a po cvičení

Párový test vyhodnocujeme na základě statistiky

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

kde n je počet cvičenců, X_i ($i = 1, \dots, n$) jsou rozdíly výsledků před a po cvičení (tj. např. $X_i = 233 - 232 = 1$) 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 ji s kritickou hodnotou $t_{n-1}(0,1)$ (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.

STUDIE FOTOGRAMMETRICKÉHO MĚŘENÍ DECHOVÝCH POHYBŮ

Pro měření dechových pohybů jsme zvolili fotogrammetrický princip měření. Za tímto účelem jsme přispůsobili celý systém jak technicky, tak pak následně primární měření. Na základě prototypového měření (etalonů) pro tři základní druhy dýchání – B – *bucket handle movement*, A – *abdominal* a P – *pump handle movement* – jsme našli BAP index, který určí pravděpodobnost rozdělení k těmto třem etalonům. Dále pak rozdělení pomocí tohoto indexu můžeme porovnat s klinickým hodnocením.

Měřili jsme dechové pohyby u třech skupin cvičenců a u jedné kontrolní skupiny. Neprve se provádělo klinické hodnocení, pak fotogrammetrické měření, následovalo cvičení a další klinické a fotogrammetrické měření. Korelace nezávislosti klinických testů a výsledků fotogrammetrie byla provedena po prvním měření.

Vyšetřeno bylo 8 studentů fyzioterapie (z toho 1 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, jednou týdně 2 hodiny pak pod odborným vedením.

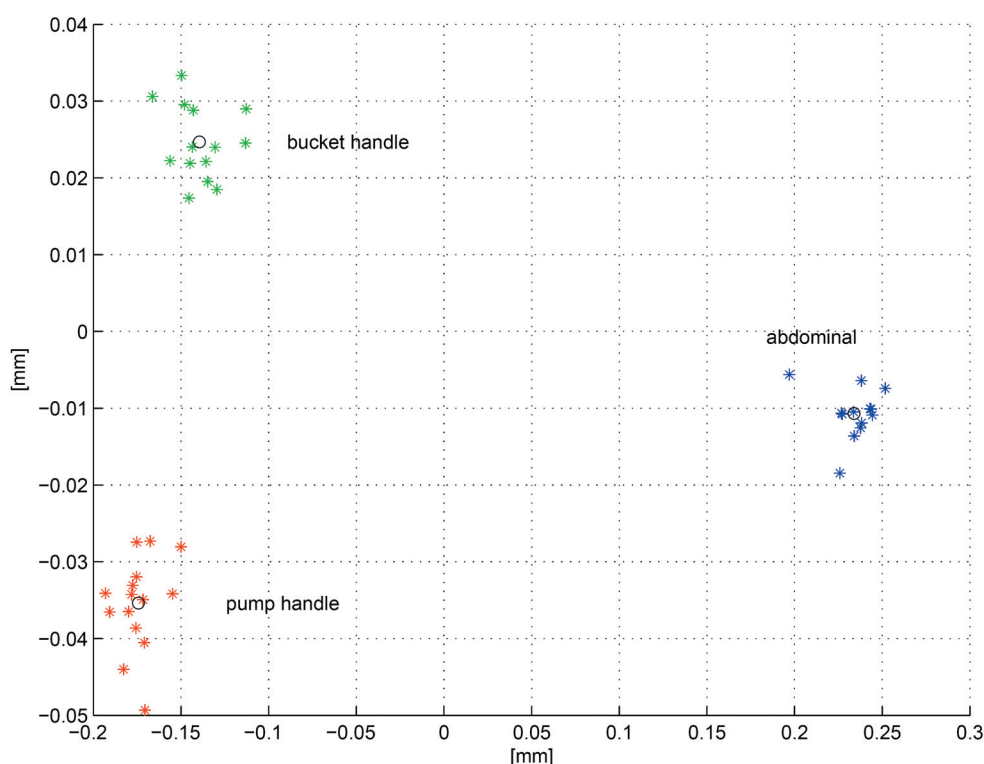
Index	Skupina	Počet osob	Doba trvání	Cvičení
L	3LF 2004	8	4 týdny	1h, 3x týdně
A	Opera 2005	6	6 týdnů	1h, 3x týdně
H	HAMU 2005	5	6 týdnů	1h, 3x týdně
C	3LF	7		

Tabulka 3: Skupiny cvičenců a doby průběhů cvičení

Pro měření jsme vybrali nejprve skupinu 8 studentů fyzioterapie a 3 z 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 po 4 týdny. Opětovně došlo k foto-

grammetrickému měření a zpracování výsledků. Obdobně jsme pracovali se skupinou zpěváků ze Státní opery Praha. Zde jsme prodloužili cvičení na 6 týdnů. Skupina se skládala ze 6 cvičenců, ve které byli dva muži. Dále 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 nervozita s tímto novým prostředím případně spojená. Očekávali jsme, že pokud u této kontrolní skupiny, která se neúčastnila cvičení, nedojde mezi prvním a druhým měřením k výrazné změně typu dýchání, nemají zmíněné okolnosti zásadní vliv na měření dechových pohybů.

GRAFICKÉ ZNÁZORNĚNÍ ETALONŮ PRO DVOUOSÝ MODEL



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

Na grafu jsou vyznačeny kolečky 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 sestavě X, Y, Z.

	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 4: Výsledná data BAP indexu všech cvičenců
– hodnoty pravděpodobností B, A, P jsou násobeny stem a zaokrouhleny

Shrnutí výsledků

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 – 2 cvičenci zůstali stejní B – 1 se změnil z B na A a 4 se změnili na B. Celkem 6 B
- A – 2 cvičenci zůstali stejní A a jeden se zlepšil na A. Celkem 3 A

- P – 9 cvičenců se nezměnilo, zůstalo P, 3 se změnili z P na B a 1 se změnil na P. Celkem 10 P

KORELAČNÍ ANALÝZA 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 před cvičením.. Používáme data z tabulky 4. 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 cvičenců získáme stejné hodnoty veličiny, nahradíme pořadí aritmetickým průměrem pořadí všech cvičenců se stejnou hodnotou veličiny. Vzhledem k vysokému počtu shodných hodnot jsme použili korigovaný Spearmanův korelační koeficient

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

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

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 v opašném pořadí souhrnného výsledku klinických testů. 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.

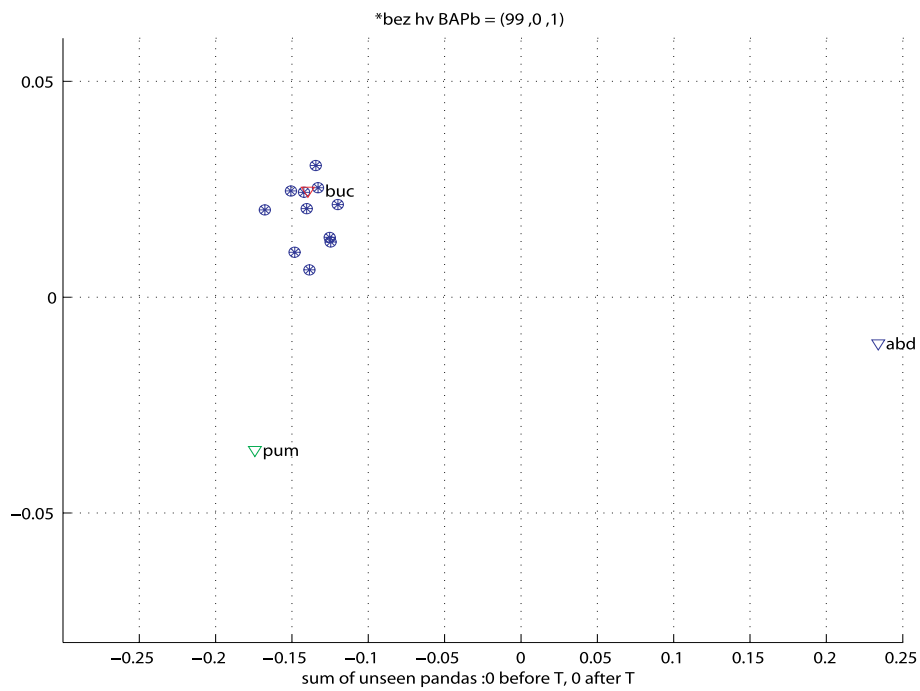
číslo	B	A	P	Index	KT1	KT2	KT3	KT4	KT5	Celek
1	38	1	60	176	68	18	12	27	85	210
2	0	31	69	131	38	18	12	26	69	163
3	23	75	2	221	113	26	9	21	81	250
4	37	63	1	238	70	34	18	27	75	224
5	30	0	70	160	55	20	18	26	81	200
6	2	0	98	104	30	18	15	27	73	163
7	0	98	2	198	66	22	9	21	84	202
8	29	0	71	158	68	32	9	26	86	221
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 5: Naměřené hodnoty BAP indexu a výsledků klinických testů

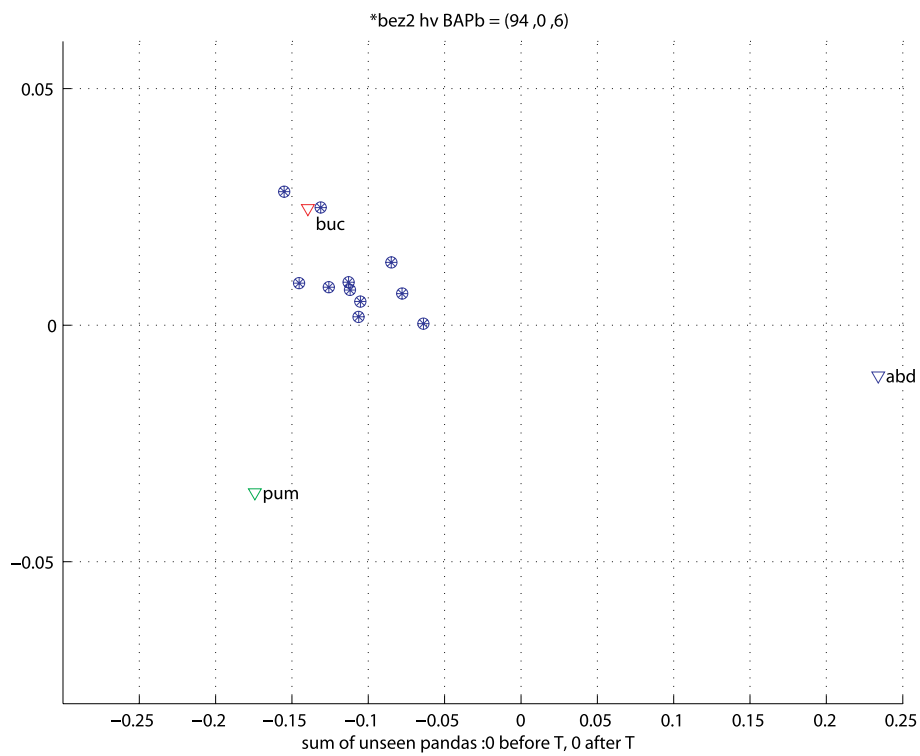
STUDIE VZTAHU MEZI ROZLOŽENÍM VÁHY TĚLA NA NOŽNÍ KLENBU A DÝCHÁNÍM

Výsledky měření dechových pohybů při změně postavení chodidla.

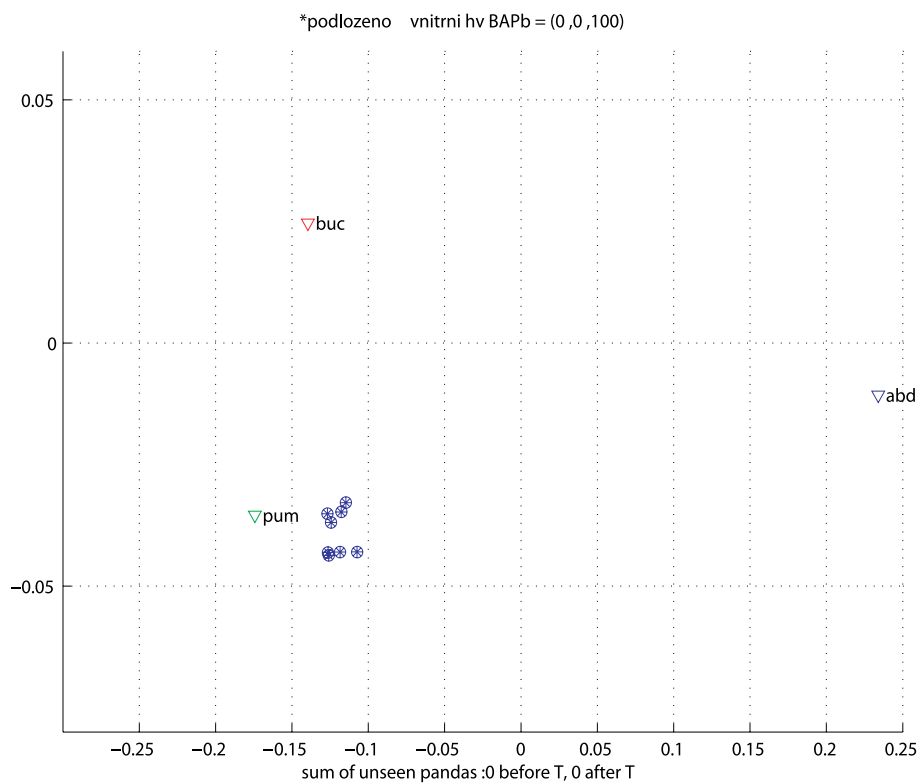
Výsledky selekce deskriptivních příznaků a jejich popis BAP indexem jsou pro všechna měření stejná. A jsou popsána v tabulce 5 a na grafech 2-5.



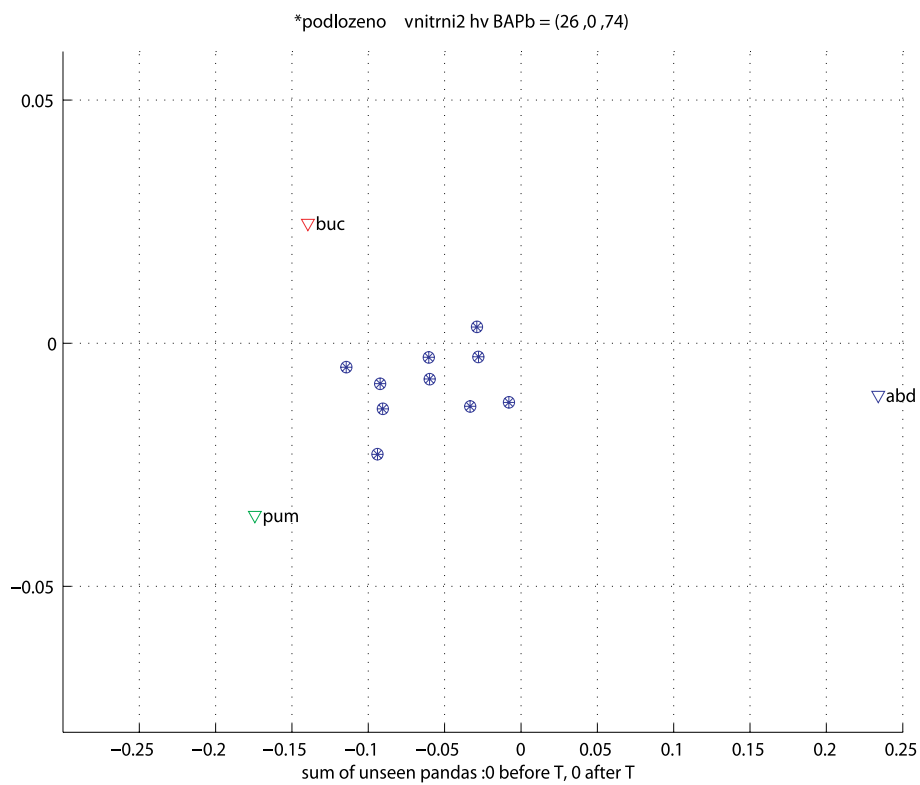
Graf 2: Výsledky prvního měření



Graf 3: Výsledky prvního měření, druhé opakování



Graf 4: Výsledky druhého měření – stoj na vnější hraně chodidla



Graf 5: Výsledky druhého měření – stoj na vnější hraně chodidla, druhé opakování

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 6: Shrnutí hodnot uvedených v záhlaví grafu

Shrnutí

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 při opakování 94).

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

CELKOVÝ SOUHRN

V této práci jsme si dali za úkol studovat problém vztahu mezi systémem držení těla a systémem dechovým. Zabývali jsme se jím v pěti studiích.

„Studie magnetické rezonance bránice“ ukazuje reakci bránice na změnu držení těla. V této studii jsme provedli celkem pět měření, a to v různých polohách - výchozí poloha, elevace sternu, napřímení, hlava v anteflexi, hlava v retroflexi. V každé ze zaujatých 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. Ve cvičeních, která jsme vytvořili na základě vlastních zkušeností a upřesnili je o poznatky a výsledky získané v průběhu výzkumu problému držení těla a dýchání a při těchto cvičeních, se opíráme o poznatky z vývojové kineziologie. Ve všech uvedených cvičeních se uplatňuje stejný princip svalového zřetězení pro vzpřímené držení těla.

Záměrem další studie „Klinické testy“ bylo vytvořit klinické testy, které by hodnotily svalové souhry nutné pro princip vzpřímeného držení těla. V sestavování klinických testů jsme vycházeli ze stejných principů jako

u cvičení ve třetí kapitole. Volili jsme testovací polohy vleže, vleže na břiše, vleže na boku a vestoje. Při sestavování testů jsme se opírali o vlastní zkušenosti a o Vojtovo (1995) zjištění, že existuje korelace svalové souhry mezi polohami vleže a ve vertikále. Zvolili jsme pět testů, kterými jsme hodnotili 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 2. 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 fotogrammetrického měření dechových pohybů“ 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 pro nás představuje pravděpodobnou příslušnost k jednotlivým etalonům. Samotné měření probíhalo postupně ve třech skupinách, dohromady na 19 cvičencích a skupině kontrolní o 7 cvičencích. Výsledky jsou zaznamenány v grafech a tabulkách. Na základě opakovaných měření můžeme stabilitu řízení dechového programu hodnotit také 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 5 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 zjišťovali, zda existuje závislost mezi výsledky fotogrammetrického měření a výsledky klinických testů. 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% 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 jsme měřili dýchání při stožení 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 v prospěch P (pump handle movement).

CELKOVÁ DISKUSE

Špatné držení těla je významným zdrojem funkčních poruch hybného systému. K řešení tohoto problému jsme zvolili dýchání, které je citlivým indikátorem pro změny v držení těla. Problémem vztahu mezi držením těla a dechovými pohyby se zabýváme již mnoho let a dospěli jsme k názoru, že poruchy držení těla s dýcháním souvisejí (na samotné držení těla není jednotný názor). Zkoumáním stavu držení těla v souvislosti se změnami dechových pohybů chceme upozornit na důležitý aspekt dýchání, který může přinést jinou kvalitu v hodnocení držení těla. Zvolili jsme zkoumání dechových pohybů jako indikátoru stavu držení těla.

Na začátku diskuse se nejdříve vyjádříme k stanovenému cíli a úkolům práce a k výzkumným otázkám a hypotézám práce.

Cílem práce bylo zhodnotit vztah dechové mechaniky a funkce páteře.

Úkoly práce

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

„Studie magnetické rezonance bránice“ potvrdila předpoklad, že bránice změnila svou polohu a průběh dýchání v závislosti na změně 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, kterou jsme sledovali v první studii, jsme zvolili za základ našeho zkoumání i v dalších studiích. Stala se nám základem pro sestavení cvičebního programu a klinických testů.

Stabilizace těla v sagitální rovině je podle vývojové kineziologie (Vojta, 1995) základem dobré posturální funkce. 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. Fotogrammetrickým měřením se zvláště v poslední studii – „Studii vztahu mezi rozložením váhy těla na nožní klenbu a dýcháním“ – prokazuje, že nerovnoměrným rozložením váhy těla na nožní klenbu se změní dech oproti rovnoměrnému rozložení. Dalším výzkumem bychom chtěli zjistit, zda z analýzy dechových pohybů lze usuzovat na tendence vzniku posturálních poruch.

Vzájemný vztah mezi držením těla a dýcháním a jejich diagnostika je klíčem k diagnostice funkční poruch (Lewit, 1997, Véle, 1997, Kolář, 1996). Nalezení metodiky, která zpřesní vztah mezi posturou a dýcháním, bylo vlastně smyslem této práce. Naše výsledky naznačují, že porozumíme-li hlouběji 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, která je nutná k napřímenému držení těla, a pro 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 byly dále ještě porovnávány s výsledky fotogrammetrického měření, protože naší snahou bylo objasnit vztah mezi držením těla a dýcháním. V tomto směru to byl náš první úspěšný pokus o prokázání této vzájemné závislosti. Jsme si vědomi, že k tomu, abychom mohli tento vzájemný vztah medicínsky seriózně interpretovat, nás čeká ještě mnoho práce. Index váhy testů je důležitou součástí korelace s BAP indexem fotogrammetrického měření. Při zpracování dat bude napříště třeba více zohlednit anatomické různosti 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 obecnější platnosti rozšířit vzorek cvičenců.

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

Během čtyř let, po která trvala naše práce, jsme intenzivně hledali metodiku 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 prevenci. Považujeme to za dobrý základ pro další výzkumnou práci. Analýza záznamu z magnetické rezonance ukazuje na možnou provázanost změn držení těla a dýchání. Poznatky, k nimž jsme dospěli ve „Studii magnetické rezonance bránice“, podpořily 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 („Cvičení“). Zjistili jsme, že nelze cvičení dělit na jednotlivé části, nýbrž že by cvičení mělo 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, která 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, které se zabývají snímáním brániční aktivity pomocí EMG (Hodges a Gandeiva, 2000).

Snímání drátkovou elektrodou ným však skýtá pouze částečný pohled na funkci bránice, protože tímto způsobem je možné snímat pouze její část. Funkci bránice jako celku jsme studovali ve studii na snímcích MR (Čumpe-
lík, 2006). Tato studie ukazuje, že bránice nepracuje vždy jako celek, ale že se její svalová aktivita diferencuje podle zaujmutí výchozí polohy. Aby však bylo možné dospět k seriózní medicínské interpretaci, je nutné provést další studie posturální a dechové funkce bránice.

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

V naší práci jsme k měření dechových pohybů využili 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; takového rozdělení má nicméně ještě svá úskalí a je potřeba dalšího vývoje. Za současné situace jsme nicméně 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). Pravděpodobnost je vyjádřena k tomuto etalonu. Pro naše účely jsme zvolili tři etalony, které označujeme písmeny B, A, P. Tím vznikly 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 (vznikne z BAP charakteristiky podle vzorce $BAP=300.B+200.A+100.P$) 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 ve „Studii magnetické rezonance bránice“. Při změně postavení hlavy a nohou došlo vždy ke změně polohy bránice a dýchání. Také výzkum, který jsme prováděli v rámci „Studie vztahu mezi rozložením váhy těla na nožní klenbu a dýcháním“, podle očekávání dokázal, že došlo 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 těla na nožní klenbu a dýcháním“ ukázaly, že změna v rozložení váhy těla na nožní klenbu změní i dechový vzor – v našem případě z příslušnosti k třídě B na P. Percentuální vyjádření BAP charakteristiky u prvního měření 100% P a u druhého měření 76% P a 24% B. To dokazuje, že jsme schopni měřit dechové změny v závislosti na postuře. Pro seriózní medicínskou interpretaci musíme ovšem provést další měření.

H3

Předpokládáme, že má-li aktivita periartikulárních svalů kyčle vliv na postavení kyčelního kloubu a postavení pánve a tyto svaly ovlivňují držení těla, pak právě změnou koordinace zmíněných svalů dojde zároveň ke změně 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 napřímění nedojde bez účasti a zapojení do svalové souhry peritrochanterických svalů ke změně dýchání na bucket handle.

H4

Předpokládáme, že mají-li fixační svaly lopatky vliv na postavení ruky, pak změna v držení ruky ovlivní držení těla a dýchání.

Test laterální stabilizace ukazuje na důležitost fixace lopatky a zapojení vnějších rotátorů paže do svalové souhry napřímění. Jestliže nedojde při fixaci pletence k extenzi hrudní páteře, pak vzniklá svalová souhra nevede k napřímění.

H5

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

Na základě výsledků „Studie fotogrammetrického měření dechových pohybů“ můžeme říci, že fotogrammetrie měří změnu dechových po-

hybů. Pro každý ze zvolených typů dýchání máme k dispozici vzorové měření (etalon). Pravděpodobnost je vyjádřena k tomuto etalonu. Pro naše účely jsme zvolili tři etalony, které označujeme písmeny B, A, P. Tím vznikly tři pravděpodobnostní příslušnosti ke třídám B, A, P.

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 kritická hodnota. Hypotézu o nezávislosti BAP indexu a výsledků klinických testů proto na hladině 5% zamítáme.

Navrhovaná cvičení, klinické testy a BAP index jsou prvním úspěšným výsledkem pokusu, jak poznat a popřípadě ovlivnit vnitřní integraci řídicích systémů držení těla a umožnit jejich verifikaci. Ověřit a zaznamenat docílené změny v držení těla s dechovou integrací jsme se snažili vytvořením klinických testů. V předešlých námi navrhovaných cvičeních nebyla do té míry postižena integrace mezi řídicími posturálními a dechovými mechanismy. Bylo proto nutno změnit názor na důležitost proměnných, které tuto integraci ovlivňují. Tentokrát jsme vyšli z principu napřímení, které porovnáváme s ostatními svalovými souhrmy, zajišťujícími držení těla. K této změně pohledu přispělo nalezení BAP charakteristiky a možnosti jejího porovnání korelačním koeficientem s klinickými testy. Rozdělení dechu do tříd BAP umožnilo měřit změny dýchání v závislosti na držení těla. Tento indikátor je u funkčních poruch hybného systému velice důležitý. Dech velmi citlivě reaguje na změny v hybném systému, ale doposud se jej nedalo použít k diagnostice pro nemožnost jej měřit a docílit opakovatelnost měření. Náš předešlý návrh na vytvoření indexu, který by rozpoznal dechové typy, nebyl úspěšný, protože jej ovlivňovalo mnoho proměnných vnějších faktorů. Třídílná normalizace dat (těžiště, potlačení nedechových komponentů a normalizace charakteristických vektorů do stejné délky) zredukovala proměnné. Důležité je, že 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 jejích vlivů na dechový systém a držení těla.

Je žádoucí, abychom získali dechové prototypy od více cvičenců. Musíme zvážit, do jaké míry se na výsledku podílí individuální anatomická roz-

dílnost 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 vliv mají rozdílné tělesné proporce mužů a žen na prototypové dýchání (ženy mají totiž jinak rozmístěné pandy v liniích k_3 , k_4 , k_5); nevíme také, do jaké míry klinické testy tyto rozdíly reflektují. Na základě dosažených výsledků jsme přesvědčeni, že dýchání je velice citlivým indikátorem stavu držení těla, a můžeme říci, že dech se mění v závislosti na držení těla. Náplní budoucí práce by mělo 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 zohlednění těchto zjištění i v klinických testech.

I když si jsme vědomi mezí naší práce, můžeme konstatovat, že jsme nicméně pronikli hlouběji do problematiky a složitosti kvantifikace dechových programů, a v další práci tudíž víme, jaké obtíže mohou nastat a co přesně potřebujeme zjišťovat.

Je zřejmé, že hustota roztrídění prototypů charakteristikou prostoru 2-D je příliš úzká. Vedlejším účinkem je proto menší schopnost indexu rozpoznat dechové typy, jež spadají někam mezi tyto vyhraněné tři prototypy. Výsledek je z toho důvodu poněkud „křehký“ a na jeho základě není zatím možné existenci tohoto trojčlenného klasifikátora zobecnit. Percentuální zastoupení třídy bucket handle ve třech testech a v kontrolním setu je vyšší, než by se očekávalo. Tento stav možná souvisí s nedostatečnou možností zobecnění.

Závěrem je nutné říci, že existuje prostor k zlepšení BAP charakteristiky, zvláště pokud jde o její zobecnění. To platí i v otázkách klinických, což je předmětem naší další práce.

ZÁVĚR

Naše práce trvala čtyři roky a byla součástí projektu grantového úkolu MZ ČR NK 7735-3/2003. Jednotlivé studie se snaží přispět k řešení problému narůstajícího výskytu různých bolestivých syndromů páteře, které se v kinické praxi běžně označují jako funkční vertebrogenní poruchy. Významným zdrojem těchto poruch je držení těla a dýchání. Problémem vztahu mezi držením těla a dechovými pohyby se zabýváme již mnoho let. Sledováním změn dechových pohybů chceme upozornit na důležitý aspekt dýchání, jenž v tomto kontextu není zkoumán, ale jehož poznání může přinést jinou kvalitu v hodnocení držení těla, a tím zlepšit prevenci a léčbu vertebrogenních poruch. Byť dílčí zkoumání vlivu jednotlivých svalových

skupin přináší důležité poznatky o jejich funkci, nemůže jakékoliv cílené cvičení určité svalové skupiny zlepšit funkci držení těla jako celku. Vždy je nutné integrovat svalovou souhru do rámce globálního vzoru (Vojta, 1995)

Na základě vzájemného ovlivňování měření a klinického pozorování jsme vytvořili metodickou řadu cvičení a klinických testů, která se nám osvědčují v klinické praxi jak při terapii, tak i prevenci. Považujeme to za dobrý základ pro další výzkumnou práci. Analýza záznamu z magnetické rezonance ukázala na možnou provázanost změn držení těla a dýchání. Tato studie podpořila naše klinické zkušenosti, že dechové cvičení musí vycházet ze zajištěné výchozí polohy a že bez dobré posturální opory nemá navozená změna dýchání dlouhodobý účinek. Vypracovali jsme a vyzkoušeli reedukační postupy, uvedli teorii cvičení a popis vybraných cviků. Zjistili jsme, že cvičení nelze cílit pouze na určitou svalovou skupinu, ale že musí respektovat svalovou souhru výchozí polohy jako celku – jak trupu, tak i horních a dolních končetin. Je nutné začít nejprve s posturální korekcí a sledovat, jak na změnu svalové souhry reagují dechové pohyby. Cvičenec začne vnímat, jak se v určité poloze mění i dechové pohyby a posléze se tento stav integrace dechu a držení těla pro něj stane návykovým. 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 hodnota 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. Takovéto rozdělení má ovšem ještě svá úskalí a je potřeba dalšího vývoje. Očekávané výsledky změny dechu po cvičení nejsou zatím úplně přesvědčivé. To má několik příčin. Především cvičení neprobíhalo po dostatečnou dobu, a nemohlo tudíž dojít k návykovým změnám. K dalšímu zpřesnění měření může přispět získání etalonů od více osob a také od žen. Klinická kontrola stavu držení těla bezprostředně při měření nám zpřesní vyhodnocení výsledků měření a jejich interpretaci. To nám odhalila poslední studie věnovaná vztahu mezi rozložením váhy těla na nožní klenbu a dýcháním. Změny, které jsme očekávali, se potvrdily (studie byla ovšem zatím provedena pouze 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. xx) se změnilo dýchání z bucket handle na pump. Za současného stavu zkoumání jsme při změně polohy těla schopni zaznamenat změnu dýchání. To je dobrý základ pro další práci.

Korelační analýzou provedenou 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 na cestě k poznání a popřípadě ovlivnění vnitřní integrace řídicích systémů držení těla a dýchání a k umožnění jejich verifikaci. Nyní víme, jak dále pokračovat. Tím, že jsme našli korelaci mezi klinickým hodnocením a BAP indexem, objevil se prostor k jejich dalšímu zlepšování, a to zejména v rovině nutného zobecnění (to platí i pro cvičení, což je předmětem naší další práce). Prevenci i terapii vertebrogenních poruch chápeme jako **hygienu páteře** s různou hierarchií uplatnění jednotlivých prvků cvičení podle individuálního stavu cvičence.

Lze uzavřít, že jsme našli metodiku měření změn dechových pohybů ve vztahu k držení těla a jejich korelaci s klinickým pozorováním.

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. BOGDUN, 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 transversus abdominis is not influence by the direction of arm movement. Experimental Brain Research 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 antropomotrice. 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 Muskulare 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. Scientific paper. CMP FEL ČVUT. Technická zpráva č. CTU-CMP-2001-23, 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. Edinburg, 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.; MIKULENKA, 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