

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2015

Alena Čapková

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**OVLIVNĚNÍ DECHOVÝCH POHYBŮ POMOCÍ
POWERbreathe**

Diplomová práce

Vedoucí diplomová práce:

Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD.

Vypracovala:

Bc. Alena Čapková

Praha, leden 2015

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

Alena Čapková

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými prameny.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Ráda bych poděkovala Doc. Ing. Monice Šorfové, PhD. za odborné vedení této diplomové práce a především za rady a připomínky, které pro mne byly velice prospěšné a přínosné. V neposlední řadě patří mé díky Doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc. za možnost provedení experimentu v laboratoři BEZ a také Ing. Petru Kubovému, který zajistil veškerou technickou stránku experimentu v laboratoři BEZ.

Abstrakt

Název práce: Ovlivnění dechových svalů pomocí POWERbreathe.

Cíl: Hlavním cílem této diplomové práce je zjistit, zda lze měřit 3D kinematickou analýzou tvarové změny trupu při klidovém dýchání a při použití POWERbreathe a zda bude možné identifikovat změny. Diplomová práce bude rozdělena na 2 části. První bude obsahovat teoretickou část týkající se problematiky kineziologie a biomechaniky dýchání, ve speciální části bude popsán provedený výzkum, kde zjišťuji změnu kinematiky trupu při aplikaci POWERbreathe.

Metodika: Výzkum byl měřen u 6 probandů přibližně stejné věkové kategorie (ženy), kdy každý z nich během měření prováděl klidové dýchání, maximální nádech, výdech, odporové dýchání za použití POWERbreathe, posléze další klidové dýchání a maximální nádech a výdech. Klidové dýchání bylo zvoleno referenční hodnotou. Celé experimentální měření se uskutečnilo během jednoho dne. V rámci výzkumu byla použita 3D kinematická analýza pohybu pomocí systému Qualysis. Byly sledovány tvarové změny trupu a případně i vyvolané dechové změny při aplikaci POWERbreathe.

Výsledky: Měření potvrdilo, že systém Qualysis je schopen zaregistrovat pohyblivost a tvarové změny trupu. Při stanovené prahové zátěži přístroje POWERbreathe převažovaly pohyby směrem kraniálním v oblasti horní části trupu v porovnání s laterálními pohyby střední a dolní části trupu.

Klíčová slova:

POWERbreathe, 3D analýza, IMT, kinematika, bránice, dynamika dýchání

Abstract

Title: Influence of the breathing muscles using POWERbreathe.

Objective:

Method:

Results:

Keywords:

Obsah

1 ÚVOD	10
2 TEORETICKÁ ČÁST	12
2. 1 KINEZIOLOGIE DÝCHÁNÍ.....	12
2. 2 DÝCHACÍ SVALY	14
2. 3 BRÁNICE A JEJÍ FUNKCE	15
2. 4 VLIV POLOH NA DÝCHÁNÍ.....	18
2. 5 FYZIOLOGIE DÝCHÁNÍ	19
2. 6 BIOMECHANIKA DÝCHÁNÍ	20
2. 7 REGULACE DÝCHÁNÍ	24
2. 8 DÝCHÁNÍ ZA PATOLOGICKÉ SITUACE	26
2. 9 RESPIRAČNÍ FYZIOTERAPIE	27
2. 9. 1 Korekční fyzioterapie posturálního systému.....	28
2. 9. 2 Dle Koláře techniky respirační fyzioterapie s využitím posturálně lokomočních poloh.....	29
2. 9. 3 Respirační fyzioterapie – metody a techniky hygieny dýchacích cest.....	30
2. 10 ODPOROVÝ TRÉNINK INSPIRAČNÍCH SVALŮ	33
2. 11 FOTOGRAMMETRIE	36
3 CÍLE A METODIKA PRÁCE	39
3. 1 CÍLE PRÁCE, VÝZKUMNÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY	39
3. 3 POPIS SLEDOVANÉHO SOUBORU.....	40
3. 4 POUŽITÉ METODY	41
3. 4. 1 Qualysis	41
3. 4. 2 Umístění markerů.....	41
3. 4. 3 Hodnocené parametry u všech probandů.....	42
3. 4. 4. Problémové situace a jejich řešení.....	46
3. 4. 5 Analýza dat.....	46
4 VÝSLEDKY	47
5 DISKUZE	81
6 ZÁVĚR	87
7 POUŽITÁ LITERATURA	89

Seznam zkratek:

m. – musculus (sval)

mm. – musculi (sval, množné číslo)

PB – POWERbreathe

ACR – acromion (nadpažek)

Co 4, 5, 12 – costa, ae (žebro 4., 5., 12.)

Th12 – vertebrae thoracicae (hrudní obratel 12.)

SIAS – spina iliaca anterior superior (přední horní trn kyčelní)

SIPS – spina iliaca posteriori superior (zadní horní trn kyčelní)

TVS – Tělesná výchova a sport

IMT – inspirační svalový trénink

CHOPN – chronická obstrukční plicní nemoc

1 Úvod

Tématem mé diplomové práce je „Ovlivnění dechových pohybů pomocí POWERbreathe“. POWERbreathe napomáhá k posílení nádechových svalů, při kterém po delší aplikaci dochází ke zlepšení výstupních respiračních hodnot a snížení pocitu dušnosti. Je vhodný jako pomocná terapie u mnoha respiračních, kardiovaskulárních a neuromuskulárních poruch (McKonnell, 2011).

Respirační fyzioterapie a její využití ve sportu není příliš známé. Měla by se však stát součástí tréninku, protože například ve světové špičce jsou všichni sportovci velmi vyrovnaní, proto zde hrají roli úplné detaily.

Dech je velice citlivým indikátorem veškerých změn v držení těla. Dechové svaly a jejich pohyby slouží k ventilaci plic a mají vliv i na posturální funkci. Dýchací pohyby probíhají jako střídavá rytmická aktivita dýchacích svalů, které jsou v závislosti na pohybové aktivitě nebo i na stresovém stavu organismu. Dechové pohyby ovlivňují pohyb hrudníku i páteře, čímž ovlivňují i držení těla. Podílejí se díky tomu i na vznik bolestivých syndromů. Představení úzkého vztahu mezi posturální funkcí a dechovými pohyby se podařilo herci Alexandrovi. Odstranil nedostatek dechu, kterým trpěl na jevišti, aktivním ovlivněním posturální mechaniky, a tak se zbavil dechových obtíží při recitaci delšího monologu (Véle, 2006).

Během nádechu aktivita bránice, břišních svalů a pánevního dna stabilizuje páteř v bederní oblasti a brání nestabilnímu postavení pánve zhoršujícímu držení těla (Véle, 2006). Pokud bude dechová aktivita svalů optimální (nebude-li převažovat horní typ dýchání), mohlo by dojít vlivem přístroje POWERbreathe k zlepšení jak dechového stereotypu, držení těla a dušnosti, tak i výstupních respiračních parametrů. Pokud by však zásluhou cvičení převažovaly pomocné nádechové svaly, mohlo by dojít každodenním tréninkem inspiračního svalstva k jejich přetížení. Toto by mohlo sice zlepšit výstupní dechové parametry a zajistit oddálení dušnosti, zároveň se nelze vyvarovat bolestivých syndromů.

Cílem této diplomové práce je zjistit tvarové změny v oblasti trupu sledováním dechových pohybů u populace zdravých lidí jak při klidovém dýchání, tak při aplikaci

POWERbreathe a přesvědčit se, zda u zdravé populace nedochází k příliš velkým kraniálním pohybům v oblasti horní části hrudníku a pletenců ramenních.

Práce je rozdělena do dvou samostatných částí – teoretické a praktické. Teoretická část se ve svých jednotlivých kapitolách zaměřuje na popis anatomických struktur, dále na kineziologii, fyziologii, patokineziologii, biomechaniku dýchání a respirační fyzioterapii.

Praktická část diplomové práce obsahuje metodiku výzkumu a výsledky šesti případových studií.

2 Teoretická část

2. 1 Kineziologie dýchání

Dýchací pohyby slouží k ventilaci plic, mají vliv i na posturální funkci a držení těla. Dýchací pohyby se rytmicky opakují ve dvou fázích: inspirium (nádech) a expirium (výdech). Přechodná krátká období mezi nádechem a výdechem jsou preinspirium a preexpirium (Véle, 2006).

Preinspirace je krátká pauza na konci výdechu před nádechem, trvá asi 250ms. V této fázi již dochází k aktivaci bránice a při konci této fáze začíná přechod inhibiční fáze inspirace do fáze facilitační. Inhibiční efekt se používá k uvolnění a relaxaci svalového napětí. Preexpirium je krátká perioda po skončení nádechu před výdechem a trvá asi 50 – 100ms. Nádech má excitační vliv a lze ho zvýšit zádrží dechu před expirací (Véle, 1995; Véle, 2006).

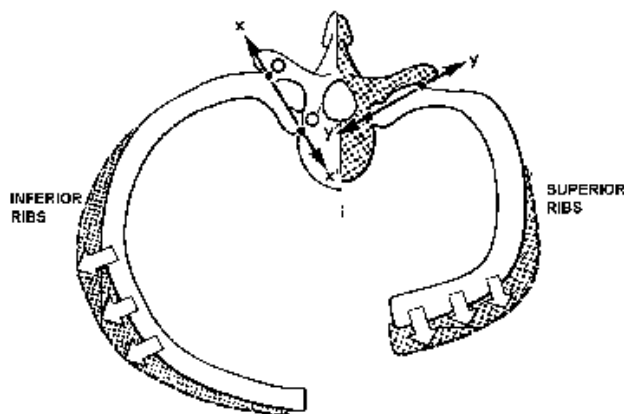
Inspirace vzniká činností nádechových svalů. Nádech začíná v břišním sektoru, kdy bránice aktivně snižuje klenbu a stlačuje tím útroby. Vlivem toho nitrobřišní tlak stoupá a břišní stěna se mírně vyklenuje. Dolní žebra se postupně rozvíjejí do stran a páteř se přitom mírně napřimuje. Pohyb bránice směrem dolů postupně klesá vzrůstajícím tlakem v dutině břišní, na kterém se podílí bránice, m. transversus abdominis, ostatní břišní svaly tak i pánevní dno. Aktivita se postupně přesouvá do oblasti dolního sektoru hrudníku, který se rozvíjí rozevíráním dolních žeber do stran aktivitou interkostálních svalů (Véle, 1995; Véle, 2006). Dle Kapandjiho (1974) se rozevírání dolních žeber děje i činností bránice. Postupně se aktivita přesouvá i do horního dýchacího sektoru (Véle, 2006). Při těchto pohybech se přední konce žeber zdvihají (zároveň se sternem) a předozadním směrem zvětšují hrudní dutinu. Tento pohyb je největší v oblasti 6. a 8. žebra. První tři páry se pohybu dolních žeber příliš neúčastní (Dylevský, 2009).

Při nedostatku vzduchu spojeném se vzrůstajícím tlakem na ventilaci plic se aktivují i pomocné inspirační svaly, které zvětšují objem hrudní dutiny, aby do ní mohlo proudit více vzduchu (Véle, 2006).

Výdech probíhá podobně od dolního sektoru přes střední do horního sektoru. Bránice spolu s břišními svaly a svaly pánevního dna jsou aktivní v určitých úsecích

výdechu i nádechu, a tak mají tím přímý vliv na posturální funkci (Véle, 2006). Při klidovém výdechu dochází k zapojení určitých svalů, a to i inspiračních, které konají tzv. negativní práci. Znamená to, že brzdí rychlost smrštění a brzdí výdech (Máček, Smolíková, 1995; Ganong, 2005).

Hrudník se dělí na dva sektory. V oblasti dolních nebo horních žeber je odlišný pohyb. Osa rotace dolních žeber je skloněna více vertikálně a osa horních žeber je skloněna více horizontálně (lze vidět na obr. 1). Dolní žebra se oproti horním pohybují více do stran a horní žebra více kraniálně (Kapandji, 1974; Véle, 2006).



Obr. 1 Pohyby horních a dolních žeber - Kapandji (1974)

Při dýchání dochází k pohybům hrudního koše, primární roli hraje zakřivení žeber a jejich pohyb v kostovertebrálních a kostotransverzálních kloubech a sklon osy těchto spojení. Zakřivení žeber je trojím způsobem: jednak plošně na obvodu hrudníku; potom podle dolní hrany (žebro položené na hranu plochy se dotýká jen ve dvou místech); dále torzí žebra (zevní plocha žebra stojí vzadu svisle, vpředu je obrácena šikmo vzhůru a dopředu). (Dylevský, 2009)

Véle (2006) rozděluje dechové pohyby do tří sektorů: dolní sektor (břišní - od bránice po pánevní dno), střední sektor (dolní hrudní - mezi bránicí a Th 5), horní hrudní (od Th 5 až po dolní krční páteř).

Dylevský (2009) vychází při analýze dechových pohybů z koncepce také tři sektorů nebo tří partií hrudníku, a to z dolního sektoru hrudníku (abdominální), který je pod apertura thoracis inferior, středního sektoru hrudníku (dolní hrudní) je v oblasti Th 6 - Th 12 a pátým až dvanáctým žebrem a horního sektoru hrudníku (horní hrudní, apikální), který sahá asi od C 4 po Th 3-4 a od horní hrudní apertury k pátému žebru.

Při klidném dýchání se nejprve aktivuje dolní hrudní, pak střední a nakonec horní hrudní sektor. Díky této postupné aktivaci vzniká určitý časový sled, říkáme tomu dechová vlna, postupující zezdola nahoru při inspiriu a stejným směrem i při expiriu (Dylevský, 2009; Véle, 1995; Véle 2006).

2. 2 Dýchací svaly

Dechové svaly lze dělit podle různých hledisek, nejčastěji podle funkčně anatomického rozdělení na svaly inspirační a expirační (Dylevský, 2009; Véle, 2006).

Kapandji (1974) rozděluje dýchací svaly do čtyř skupin:

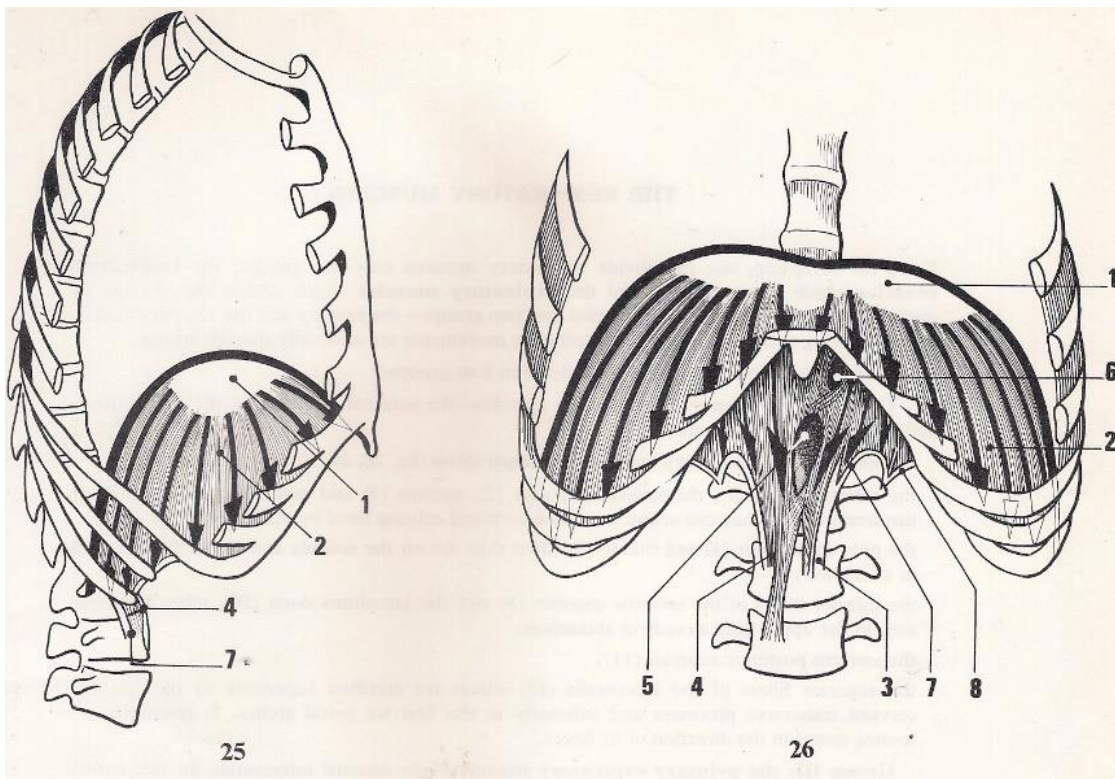
1. Primární svaly inspirační – mm. intercostales externi, m. sternocostalis a diaphragma
2. Akcesorní svaly inspirační – m. sternocleidomastoideus, mm. scaleni, mm. pectoralis major et minor, spodní vlákna m. serratus anterior, m. latissimus dorsi, m. serratus posterior superior a m. iliocostalis
3. Primární svaly expirační – mm. intercostales interni
4. Akcesorní svaly expirační – m. rectus abdominis, m. obliquus internus et externus, m. transversus abdominis, spodní vlákna m. iliocostalis, m. longissimus (erector spinae), m. serratus posterior inferior a m. quadratus lumborum

Véle (2006) do primárních inspiračních svalů řadí bránici, mm. intercostales externi a mm. levatores costarum. K pomocným nádechovým svalům řadí mm. scaleni, mm. suprahyoideni et mm. infrahyodei, m. sternocleidomastoideus (při abdukci paže). Za primární výdechové svaly uvádí m. intercostales interni a m. sternocostalis. U těchto svalů se soudí, že se aktivují docela málo, protože se výdech pokládá za spíše pasivní děj způsobený akumulovanou energií získanou při inspiraci elasticitou vazivových komponent roztaženého hrudníku. K pomocným nádechovým řadí svaly břišní a zádové. Ke svalům břišním patří m. transversus abdominis, mm. obliqui abdominis externi et interni, mm. recti abdominis, m. quadratus lumborum a svaly pánevního dna. Ke svalům zádovým patří m. iliocostalis (pars unferior), m, erector spinae, m. serratus posterior inferior.

2. 3 Bránice a její funkce

Bránice je kruhový a plochý sval, který je formovaný v podobě membrány oddělující hrudní dutinu od břišní. Vrchol brániční kopule tvoří šlachovité centrum tendineum ve tvaru trojlístku s jedním lístkem vpředu a dvěma vzadu (Dylevský, 2009; Véle, 2006).

Bránici lze dle začátku rozdělit do tří částí: pars lumbalis, pars costalis, pars sternalis (viz obr. 2). Pars lumbalis začíná po stranách bederní páteře (od těl L1 – 3) jako crus dextrum et sinistrum a dále laterálněji od vazivových mediálních i laterálních obloučků. Mediální oblouček pokračuje v m. psoas major a laterální pak v m. quadratus lumborum. Oba oblouky se kraniálně před páteří kříží a vytvářejí otvor, hiatus aorticus (kterým prochází aorta a mízovod), dále je protáhlý hiatus oesophageus (zde prochází jícen a nn. vagi). Ventrálně vpravo v centrum tendineum je okrouhlý otvor pro venae cavae. Pars costalis je plošně největší část bránice, která začíná od chrupavek sedmého až dvanáctého žebra. Pars sternalis je nejmenší částí bránice, začíná od zadní plochy proc. xiphoideus a od zadního listu pochvy přímých břišních svalů (Dylevský, 2009).



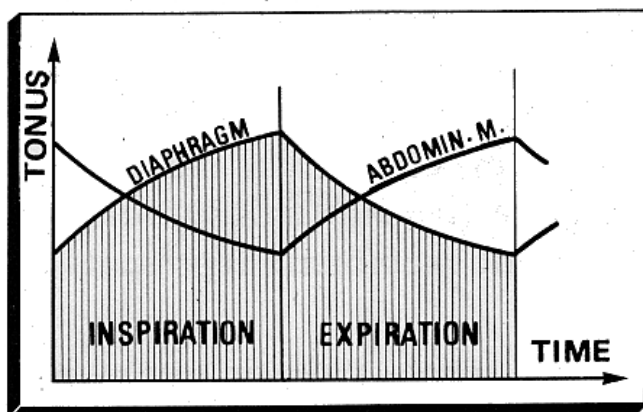
Obr. 2 Bránice a její části - Kapandji (1974)

Bránice je považována za hlavní nádechový sval, který má také významnou posturální funkci, a to jak při dýchání, tak i při nerespirační aktivitě. Bránice, svaly břišní stěny a pánevního dna vedou k nárůstu nitrobřišního tlaku, což má vliv na všechny orgány břišní, pánevní a na stabilizaci páteře (Hodges, Gandevia, 2000; Kapandji, 1974; Véle, 2006).

Nervové zásobení bránice je umožněno párovým nervus phrenicus, který je konstituován z plexus cervicalis (C3-C5) a obstarává motorickou inervaci bránice. Z embryonálního vývoje bránice vyplývá, že okrajová část mezenchymového základu budoucí bránice má svůj původ ze stěny trupu a že svalové buňky, které tuto část stromatu bránice během vývoje kolonizují, jsou téhož původu. Svědčí to o tom, že senzitivní inervace je z interkostálních svalů (Dvořák, Holibka, 2006).

Funkce bránice při dýchacích pohybech lze přirovnat k pohybům pístu, kdy píst se však volně pohybuje v dutině válce. Bránice je ale ke stěnám dutiny pevně připojena a pracuje jako membránové čerpadlo. Svým tahem za úpony na žebrech, na páteři a tlakem na útroby ovlivňuje konfiguraci hrudníku, osového orgánu a tím zasahuje do posturální funkce. Při nádechu se bránice tlačí na orgány dutiny břišní, které přenášejí tlak na páteř, pánevní dno a břišní stěnu. Svaly pánevního dna a břišní stěny reagují při inspiriu aktivně vzrůstajícím tlakem v břišní dutině. Při zvýšené aktivitě m. transversus abdominis se sníží vyklenutí břišní stěny a tím dojde ke zvýšení nitrobřišního tlaku, který přispívá ke stabilizaci páteře. (Kapandji, 1974; Véle, 2006).

Na první pohled a z důvodu anatomického dělení dýchacích svalů fungují bránice a břišní svaly jako antagonisté, ale ve skutečnosti pracují v partnerské souhře, jak to vyplývá z obr 3. Mezi bránicí a břišními svaly je podobný vztah labilní dynamické rovnováhy, jako je tomu u zádočných svalů při udržování rovnováhy stoje. Tento vztah činnosti bránice a břišních svalů byl dokázán u pacientů s parézou břišních svalů po poliomyelitidě, kde byla zachována funkce bránice, ale byla postižena funkce břišních svalů. U těchto nemocných byla přítomna značně omezená ventilace i při dobře fungující bránici pro insuficienci břišních svalů. Břišní svaly nelze hodnotit pouze jako pomocné břišní svaly, ale jako svaly mající partnerský vztah s bránicí, pánevním dnem, které dále mají nejen dechový, ale i posturální a stabilizační význam (Kapandji, 1974; Véle, 1995; Véle, 2006).



Obr. 3 Vztah mezi aktivitou bránice a břišních svalů – Kapandji (1974)

Aktivita bránice (resp. zvýšení transdiafragmatického tlaku) je spojena s každým pohybem končetin. Tohoto faktu se využívá u respiračních technik (Kolář, 2009).

Skládal (1976) pomocí RTG dokázal, že bránice není pouze dechový sval, ale že je i sval posturální. Vpozoroval to při změně polohy dolní končetiny, kdy při výponu na špičky došlo k poklesu bránice směrem kaudálním. Nález označuje bránici za respirační sval s posturální funkcí. Tato pozorování umožňuje nazývat dýchací svaly za „posturálně respirační“ (Véle, 2006). Předním se jóga, blíže Gítanandův postup, zabýval cíleným ovládním dechových pohybů. Tento postup k nám přinesl Čumpelík. Ten se v Indii seznámil se specifickými polohami těla, které ovlivní průběh dechové mechaniky (Véle, 2003). Další studie potvrdila, že funkce bránice (dechová i posturální) je závislá na poloze jednotlivých segmentů. Z této studie vyplývá, že bránice může zapínat své přední nebo zadní snopce individuálně podle potřeby posturální funkce, jako je tomu například při změně polohy hlavy. Také se zdá, že dechový mechanismus podléhá adaptačním vlivům obdobně jako držení těla (Čumpelík et al., 2006).

Dvořák a Holibka (2006) zjistily, že snopce bránice, které směřují do interskostálního prostoru, kontinuálně přecházejí do snopců m. transversus abdominis. Při makroskopickém hodnocení nebyla nalezena žádná přechodná vazivová oblast šlašitého či aponeurotického charakteru mezi oběma svaly. Rovněž při mikroskopickém hodnocení nebyl zjištěn vazivový úpon či intersekcce mezi oběma svaly v dané oblasti, přechod uvedených svalů nebylo možno makroskopicky či mikroskopicky odlišit.

Dle Koláře (2009) se odhaduje, že na pohybu bránice závisí 75% změny nitrohrudního prostoru při klidném dýchání a činnost samotné bránice je dostatečná k ventilaci 2/3 vitální kapacity plic. Hlavní podíl bránice na dýchání je důvodem, proč je bránice po srdci pokládána za nejdůležitější sval.

Pohyb a činnost bránice vyvolá také změny cirkulační, kdy tlakové změny ve velkých cévách jako je aorta, horní a dolní dutá žíla mají výsledný dopad na krevní tlak a tepovou frekvenci. Pohyb bránice má rovněž význam při defekaci, usilovné mikci a při porodu. Má také vztah i k dějům ochranným, jedná se o kašel a kýchnutí, které jsou více či méně reflexně podmíněny (Kolář, 2009).

2. 4 Vliv poloh na dýchání

Tělo se nejčastěji nachází v poloze vertikální nebo horizontální. Ostatní polohy jsou poté většinou modifikacemi těchto základních poloh. Důležité je, aby jedinec byl v dané poloze stabilní. *„Důležitá je otázka stability těla v dané poloze, která působí s prací těžiště těla. Stabilita se však týká také pohybu, v našem případě dýchání. Stabilní pohyb je takový, který má charakter lineární – dechové sekvence hrudníku nebo rotační – pohyb žeber a při působení síly respiračních svalů nemění směr ani rychlost pohybu stochasticky, ale podle určitého stanového a predikovaného průběhu aktivačního programu – cíleně modifikované dýchání.“* (Máček, Smolíková, 2006)

„Automatické řetězení aktivace svalů pro dýchání je vyvoláno přesným principem řetězení vstupní aference, proprioceptivní a exteroceptivní stimulace dechové pohybové soustavy. Znamená to, že zvolím-li polohu, vědomě startuji aferenci, která zcela automaticky vyvolá dechovou reakci. Pro řetězovou reakci dechové pohybového vzoru je nastavení polohy spouštěcím okamžikem.“ (Máček, Smolíková, 2006)

Čumpelík et al. (2006) ve svém experimentu dokazují, že vlivem změny polohy těla dojde ke změně tvaru, polohy a pohybu bránice, hrudníku a břišní stěny. Při změně postavení jednotlivých částí těla může dojít k ovlivnění dýchacích pohybů, a proto se domnívají, že opakováním uvědomělých dechových pohybů v přesně definované poloze sladí potřebné priority vhodného programu respirační mechaniky s programem držení těla.

V poloze vertikální (stoj, vzpřímený sed) je dýchání sice bržděné hmotností paží a útrob, přesto je tato poloha pro dýchání fyziologická. Vertikální sed se používá jako startovní poloha při většině technik respirační fyzioterapie. Dále je velmi oblíbený stoj s oporou zad a týlu hlavy o zeď, tato poloha je úlevovou polohou při dýchání (Máček, Smolíková, 2006).

V poloze horizontální převažuje inspirační postavení hrudníku, bránice je položena výše a vyšší je i tenzní nastavení břišního svalstva. V této poloze jsou omezeny předozadní pohyby dolních žebér a pohyblivost bránice je také zhoršena (Máček, Smolíková, 2006).

2. 5 Fyziologie dýchání

Dýchání neboli respirace patří k základní procesům, při kterých dochází k výměně dýchacích plynů. Dýchání je rytmický a periodický proces vdechování (inspirace) a vydechování (expirace) vzduchu z dýchacích cest a z plic (Bartůňková, 2010; Navrátil, Rosina, 2005).

Pro fyziologickou funkci dýchání je důležitá souhra 4 dějů – ventilace, distribuce, difuze a perfuze (Ganong, 2005).

Dýchání se rozlišuje na vnější a vnitřní. Vnější dýcháním je zajišťována výměna dýchacích plynů mezi plícemi a zevním prostředím (přijímá O₂ a vylučuje CO₂). Vnitřní dýchání poskytuje výměnu plynů mezi plícemi, krví a tkáněmi (buňkami). (Bartůňková, 2010)

K výměně plynů dochází pouze v alveolech. Část dechového objemu, která se neúčastní výměny plynů s plicní kapilární krví, se nazývá mrtvý prostor. Rozlišuje se anatomický mrtvý prostor (objem respiračního systému mimo alveoly) a celkový mrtvý prostor (objem vzduchu, při kterém nedochází k výměně plynů s krví, neúčinnou ventilaci). U zdravých jedinců odpovídá anatomický mrtvý prostor celkovému mrtvému prostoru (Bartůňková, 2010; Ganong, 2005).

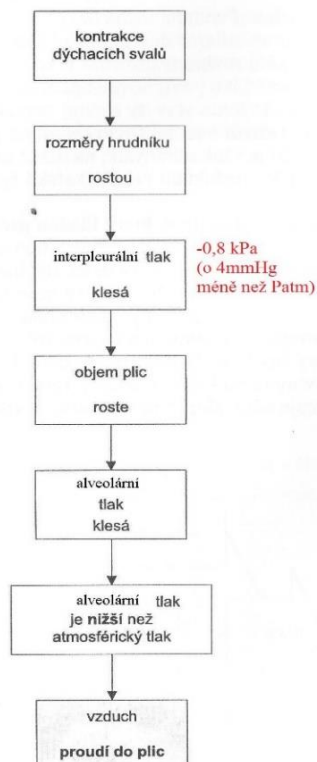
Díky anatomickému mrtvému prostoru má pomalé a hluboké dýchání při stejné minutové ventilaci za následek větší alveolární ventilaci než rychlé a povrchní dýchání

(Ganong, 2005). Hodnota anatomického mrtvého prostoru u zdravých lidí činí asi 30% klidového objemu, tedy přibližně 150 – 300ml (Paleček, 1999).

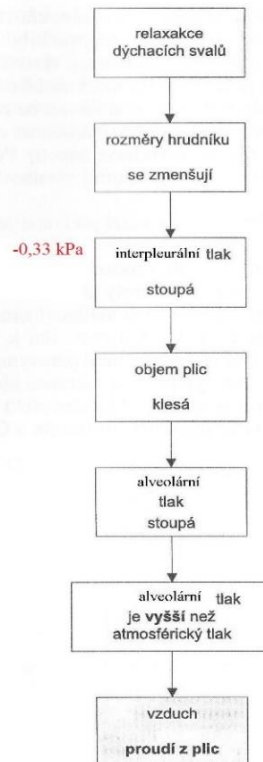
Perfuze v jednotlivých oblastech plic není stejnoměrná a je závislá na velikosti ventilace plic. Za nerovnoměrnou distribuci ventilace a perfuze v plicích může působení gravitace. Vlivem gravitace např. při stojí jedince dochází ke snižování tlaku krve v plicních artériích, které jsou uloženy nad úrovní srdce. Ke zvyšování tlaku krve v artériích dochází vlivem gravitace pod úrovní srdce. U ležícího jedince tyto rozdíly perfuze vymizí (Máček, Slavíková, 2010).

2. 6 Biomechanika dýchání

Základem vdechu je zvětšení hrudní dutiny, při kterém dochází ke zdvižení žeber předozadně, příčně i v kraniokaudálním směru (Čihák, 2001). Mechanismus vdechu a výdechu je znázorněn na obr. 4. Dýcháním dochází také ke změnám nitrohrudního tlaku (Bartůňková, 2010).



Obr. 94 Průběh vdechu



Obr. 95 Průběh výdechu

Obr. 4 Mechanismus vdechu a výdechu - Kitnar (2000)

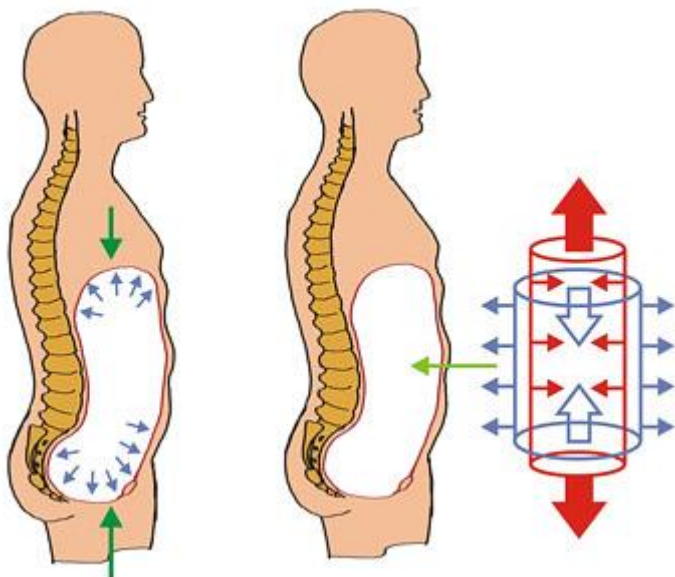
Vlastnosti plicní tkáně závisí na pružnosti (neboli elasticitě) a poddajnosti. Pružnost je dána retrakční silou, která je základem plicní ventilace, povrchovým napětím alveolů a elasticitou plicní tkáně, subatmosferickým tlakem. Pružnost z fyzikálního hlediska znamená schopnost návratu k původnímu tvaru, jakmile přestane působit deformační síla, tj. síla svalů a roztažnost hrudníku. Plicní tkáň je uspořádána ze síťové struktury kolagenních vláken, která tvoří pletěň okolo alveolů a drobných dechových cest. Stupeň plicní elasticity určuje sílu, kterou musí inspirační svaly vynaložit při nádechu (Bartůňková, 2010; Máček, Smolíková, 1995). Retrakční síla má tendenci se smršťovat a směřovat k hilům plic. Povrchové napětí alveolů je nejvýznamnější složkou retrakční síly plic, kdy surfaktant představuje rozhodující faktor. Surfaktant je fosfolipidová substance uvnitř alveolu, který zvyšuje plicní poddajnost a tím i snižuje velikost dechové práce (Bartůňková, 2010).

Poddajnost je to tzv. míra roztažnosti neboli ochota plic přizpůsobit se změnám hrudního koše. Plicní poddajnost, odpor plic a hrudníku je poměr objemu plic v závislosti na změně tlaku mezi pleurami (viscerální a pleurální). K faktorům, které určují poddajnost plicní tkáně, patří elasticita plicní tkáně a povrchové napětí alveolů (Bartůňková, 2010; Silbernagel, 2004; Trojan, 2003; Rosina, Navrátil, 2005; Máček, Smolíková, 1995).

V dýchacích cestách proudí vzduch buď laminárně nebo turbulentně. Turbulentní proudění vzniká při rychlém dýchání, dochází k větší spotřebě energie nežli při proudění laminárním (Ganong, 2005).

Intrapulmonární tlak se mění v souvislosti s dýcháním. Dle Čiháka (2001) je v pleurální dutině tlak nižší než tlak atmosférický, kdy při nádechu je nižší o 0,6 – 0,9kPa, při výdechu zhruba o 0,4kPa. V plicích dojde při spojení s vnějším atmosférickým tlakem (tedy vyšší než v pleurální dutině), vlivem vyššího tlaku a také inspiračních svalů k rozpínání plic, drží je přitisknuté ke stěnám pleurálních dutin. Při nádechu rozšiřováním hrudní dutiny dále klesá tlak mezi parietální a viscerální pleurou. Dochází k nasávání vzduchu a vzniká nová rovnováha mezi retrakční silou plic a silami rozpínající hrudník. Vyrovnáním tlaku v plicích a okolní atmosféře proudění vzduchu přestává. Při zmenšování hrudní dutiny, relaxací inspiračních svalů, při výdechu zůstávají plíce v kontaktu se stěnou pleurální dutiny svým elastickým aparátem a hladkou svalovinou

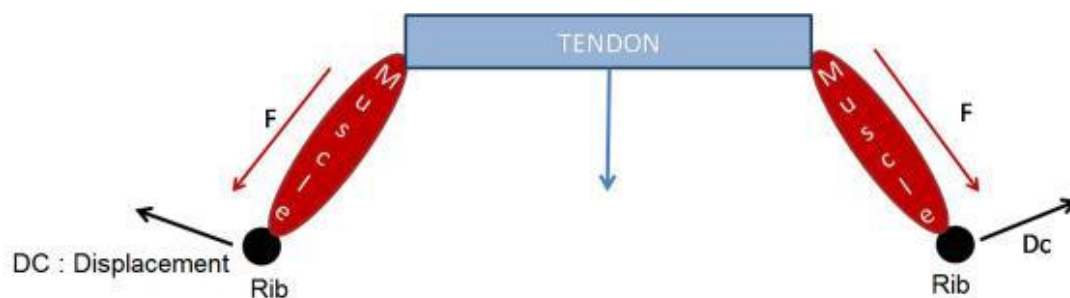
(pod poplicnicí, v intersticiu, v interlobulárních septech a podél stěn bronchů) se aktivně stahuje směrem k hilům. Zde je retrakční síla větší (Čihák, 2001).



Obr. 5 Mechanismus dýchání přirovnán ke skleněnému válci s pístem uvnitř – URL 6

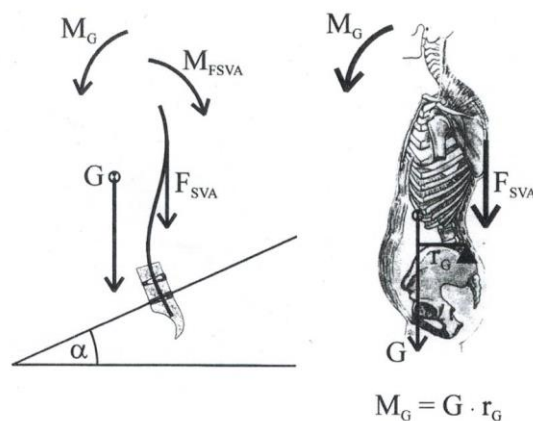
Čihák (2001) přirovnává mechanismu dýchání ke skleněnému válci s pístem (znázorněno na obr. 5), který představuje pleurální dutinu, plíce jsou zastoupeny balonky napojenými na trubici utěsněnou ve vstupu do válce. Dutiny balonku komunikují s vnějším atmosférickým tlakem. Pohyby pístu napodobují pohyby bránice, kdy stažením pístu dolů se dutina válce zvětšuje, klesá v ní tlak a zvenčí se do balónek tlačí atmosférický vzduch, který roztahuje balonky (do prostoru se sníženým tlakem). Při návratu pístu do původní polohy dojde k vyrovnání tlaku uvnitř válce a venku a pružnost stěn balónek způsobí jejich smrštění (jako při výdechu).

Další model bránice vytvořily ve studii Saadé, Didier et al. (2010), kdy během inspirace se na základě působení svalových vláken bránice a žeber posouvají dechové cesty. Obě tyto akce mají za následek snížení centrální šlasy (centrum tendineum) bránice. Tento model byl vytvořen z důvodu následného využití v oblasti radiační terapie, kdy pohyb nádoru vlivem dechových pohybů je častým zdrojem chyb v plánování léčby.

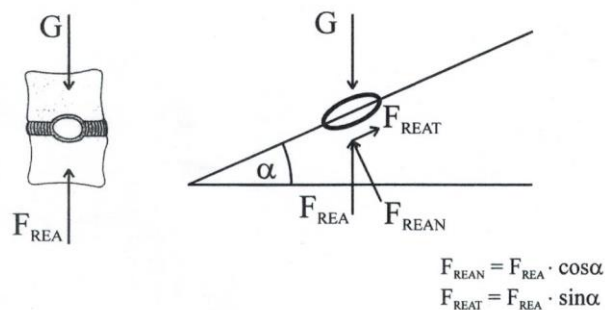


Obr. 6 Model bránice - Saadé, Didier et al (2010)

Biomechanika je vnímána jako nedílnou součástí teoretického základu, na kterém je kineziologie postavena. Například vliv nedostatečné funkce m. transversus abdominis se může prezentovat ve dvou základních oblastech. Za prvé posun břišní stěny a vnitřních orgánů způsobuje posun těžiště těla. Tím dochází k zvětšení ramene tíhové síly (r_G), který způsobí nárůst momentu tíhové síly (M_G). Toto nastavení klade zvýšené nároky na funkci svalů trupu, které se podílejí na vzpřímeném držení těla (viz obr. 7). Za druhé v tomto případě, že dojde k posunu bederní části páteře ventrálně (zvětšení lordózy), je tento pohyb doprovázen změnou v poloze obratlů (zešikmení těla obratle vzhledem k horizontále). Tím se změní způsobu zatěžování. V napřímené poloze ve vertikále nemá působení tíhové síly negativní účinky. Dochází k náklonu obratle, k rozkladu této síly do dvou směrů (viz obr. 7). Normálová složka reakční síly působí na tělo obratle kolmo a tečná složka reakční síly v tomto případě zaujímá funkci smykovou. Zvětšuje se tak namáhání meziobratlové ploténky ve smyku, při kterém je ploténka méně odolná v porovnání s jejím stlačováním. V neposlední řadě dochází ke zvýšení napětí stabilizujících vazů (Janura, Míková, 2003).



Obr. 2. Vyjádření momentové rovnice při různé poloze břišní stěny (změna velikosti ramene tíhové síly)



Obr. 3. Vliv zakřivení páteře (úhel sklonu obratle) na zatížení meziobratlové ploténky

Obr. 7 - 1. obr. Změna velikosti ramene tíhy a 2. obr. Vliv zakřivení páteře na zatížení meziobratlové ploténky

2. 7 Regulace dýchání

Klidové dýchání je mimovolní, probíhá na základě zpětnovazebního systému tak, aby došlo k souladu mezi metabolickými potřebami organismu a ventilací plic. Na regulaci dýchání odpovídají regulační mechanismy neuronální, chemické a metabolické (Paleček, 1999).

Vitální funkce dýchání je zajišťována nervosvalovým systémem rytmickými kontrakcemi dýchacích svalů, které pravidelně zvětšují hrudní dutinu, jež vlivem elasticity příslušných tkání nabývá výchozího objemu. Plíce sledují objemové změny hrudníku, prostřednictvím dýchacích cest k pravidelné výměně vzduchu mezi alveolami a zevním prostředím. Fyzikálním procesem difúze dochází k výměně plynů mezi alveolárním vzduchem a krví v plicních kapilárách (Paleček, 1999).

Řízení dýchání lze rozdělit na tři úrovně: suprabulbární (vyšší etáže centrální nervové soustavy), bulbární a míšní (motoneurony a intergrační mechanismy). Existuje mnoho struktur, které mohou ovlivnit dýchání a činnost dýchacích svalů (Bethune, 2009).

Dýchání je řízeno z centra v prodloužené míše a mozkovém kmeni. Jejich základní funkcí je zajišťovat harmonii mezi metabolickými potřebami organismu a ventilací plic. Aktivita dechových svalů je zajišťována spontánní rytmickou aktivitou specializovaných oblastí neuronů v centrální nervové soustavě. Tyto neurony se dělí na inspirační a expirační. Dechový cyklus je závislý na aktivitě těchto neuronů a na jejich ovlivnění aferentních vstupů z periferie a z vyšších oddílů centrální nervové soustavy. Při zvýšených nárocích na ventilaci obecně platí, že dochází k prohlubování dechu a ke zvyšování dechové frekvence (Paleček, 1999; Trojan et al., 2003).

Dýchací svaly jsou motoricky inervovány z oblastí nervových vláken krční a hrudní míchy. K těmto motoneuronům přicházejí dráhy z prodloužené míchy. Zde jsou prostorově oddělené skupiny inspiračních a expiračních neuronů, které jsou střídavě činné a vzájemně se inihují, dochází tak ke střídání nádechu a výdechu (toto tvoří dechové centrum). (Silbernagl, 2004)

Činnost neuronů dechového centra se také mění podle informací z mechanoreceptorů, které reagují na změnu napětí v dýchacích cestách a plicích. Při zvětšení objemu plic se inhibují inspirační neurony a tím je zahájena expirace, při snížení objemu plic naopak (Lanmeier, 2009).

Regulace dýchání závisí také především na koncentraci kyslíku, oxidu uhličitého a vodíkových iontů v krvi. Tento druh regulace ovládají dva druhy chemoreceptorů, a to centrální a periferní (Paleček, 1999).

Dýchání je možné ovládat také volně, prostřednictvím korových oblastí. Aktivita eferentních nervových drah z mozkové kůry vedoucí k respiračním svalům může volně ovládat dechový rytmus. Tohoto mechanismu využíváme při mluvení, zpívání, dechovém cvičení (Newton, 1997).

2. 8 Dýchání za patologické situace

Vadný stereotyp dýchání se může u lidí objevovat na základě strukturálního podkladu, ale i bez strukturální příčiny.

Vadný stereotyp dýchání se strukturálním podkladem dělí plicní choroby na restriktivní a obstrukční. Restriktivní onemocnění je charakterizováno zvýšenou tuhostí plicního parenchymu a z toho vyplývající omezená možnost rozvíjení plic. Patologie se nachází až na úrovni alveolů. V důsledku popraskání intraalveolárních sept je počet alveolů nižší a plocha plic potřebná k výměně plynů je omezena. Pacienti s restriktivním plicním onemocněním mají problémy s nádechem, a proto je zde hlavním úkolem fyzioterapie zkvalitnit funkci inspiračních svalů, především bránice. Příčiny choroby mohou vycházet z parenchymu (fibróza), pleury (pneumothorax), ze stěny hrudníku (kyfoskolióza, ankylozující spondylitida) nebo z příčiny nervosvalové poruchy (Paleček, 1999).

U obstrukční poruchy (CHOPN) se jedná o zúžení průsvitu tracheobronchiálního stromu, a to buď mechanickou překážkou, stahem hladké svaloviny nebo ztluštěním sliznice, které může být doprovázeno hypersekrecí hlenu. Pacienti s obstrukční plicní poruchou mají problém s výdechem. Příkladem této poruchy je např. astma bronchiale, cystická fibróza nebo chronická obstrukční choroba plicní (Paleček, 1999). Obstrukční poruchy dýchacích cest jsou charakteristické rigiditou hrudníku v inspiračním postavení a přítomností horního typu dýchání. Dále je přítomna porucha mobility kostosternálních a vertebrokostálních spojů s dysharmonickým souhybem kraniální, thorakální a abdominálně-pelvicke části trupu. Tato je hlavní příčinou pseudospastického chování svalů šíje, zad i hrudníku (Máček, Smolíková, 2010). Reakce na ventilační poruchu plic jsou vždy změny ve funkci dýchacích svalů a posturálního systému, lépe řečeno ve stabilizačních funkcích svalstva (Kolář, 2009).

Vadný stereotyp dýchání bez strukturální příčiny vychází ze svalových dysbalancí, vede ke snížení dechové práce, změnám ve funkci dýchacích svalů a tím i posturálního systému. Jedním z hlavních problémů je inspirační postavení hrudníku a kraniální posun hrudní kosti. Tímto vzniká nevhodný dechový vzor s prodlouženým nádechem, při kterém se pohybuje sternum vlivem nádechu pouze směrem vzhůru, což je

dále spojeno s pohybem klíčních kostí a ramen nahoru. Hrudník v inspiračním postavení se nerozšiřuje do stran, stejně tak i mezižeberní prostory zůstávají nerozvinuty. Hrudník je oploštěn a to zejména v oblasti 5. – 8. žebra, a v krajním případě jsou žebra dokonce vtahována (paradoxní typ dýchání). Během klidového dýchání se tak zapojují akcesorní inspirační svaly – mm. scaleni, m. sternocleidomastoideus, m. pectoralis major et minor, m. trapezius pars ascendens, m. levator scapulae. acienti nejsou schopni provést brániční způsob dýchání, ukazující na nedostatečnou, resp. porušenou souhru mezi bráničí a břišními svaly. Častým důvodem je neschopnost relaxace břišní stěny (hlavně horní části). (Kolář, 2009)

Za inspirační postavení mohou zkrácené prsní svaly a také převážená aktivita horních fixátorů lopatek. Toto postavení je důsledkem nadměrné a nevyvážené svalové aktivity, které přetěžují páteř a ramenní klouby. Zakřivené páteře určuje postavení vůči pánvi (tj. lumbosakrálnímu přechodu). Hrudník se vlivem poruchy zakřivení páteře nachází v předsunutém držení. Tato situace nastává nejčastěji u jedinců s výraznější antevertzí pánve a protáhlejší bederní hyperlordózou. Postavení Th/L přechodu se nachází dorzálně za L/S přechodem, při kterém se nejčastěji u jednice nachází krátká bederní lordóza s hyperkyfózou. Obě situace vedou k nevyvážené aktivitě svalů a tím dochází k přetěžování páteře (Kolář, 2009).

2. 9 Respirační fyzioterapie

Respirační fyzioterapie je systém dechové rehabilitace, která se zabývá technikami modifikovaného dýchání. Respirační fyzioterapie společně s pohybovou léčbou tvoří základ léčebné rehabilitace pro jedince s onemocněním dechové soustavy (v akutní i chronické fázi onemocnění). Indikuje ji ošetřující lékař, fyzioterapeut je zodpovědný za sestavení adekvátního plánu a cvičebních postupů. Respirační fyzioterapie se intenzivně věnuje dechové symptomatologii, kam se řadí především dušnost, kašel a bronchiální hypersekrece. Metody respirační fyzioterapie se dále specializují na snížení bronchiální obstrukce, zlepšení ventilačních parametrů, na prevenci zhoršování funkce plic, zvýšení fyzické zdatnosti, dosažení a udržení optimálního pocitu zdraví. Fyzioterapeutický postup respirační fyzioterapie je nastaven

dle kineziologického vyšetření, který se zaměřuje na způsob dýchání a také na stanovení intenzity a následků vlivem odchylek dýchání na pohybovou soustavu nemocného (Máček, Smolíková, 2010; Kolář 2009).

K základním metodickým postupům respirační fyzioterapie patří: korekční fyzioterapie posturálního systému, korekční reedukace motorických vzorů dýchání a relaxační průprava. Tato skupina diagnosticko-terapeutických postupů respirační fyzioterapie (RF) je základem pro následné rozhodnutí a doporučení dalších cvičebních postupů. Dále do metodiky respirační fyzioterapie patří metody a cvičební postupy: RF – problematika dechové symptomatologie, RF – techniky hygieny dýchacích cest, RF a dechové techniky pro inhalační léčbu, dechový trénink a dechové trenažéry, dechová gymnastika, kondiční dechová cvičení a kompenzační pohybové aktivity, tvarování těla a péče o vzhled těla (Máček, Smolíková, 2010; Kolář, 2009).

2. 9. 1 Korekční fyzioterapie posturálního systému

Je součástí každé cvičební lekce, kdy je vždy zařazena část věnující se svalovým dysbalancím a kloubním problémům. „*Pohybovou osou dýchání tvoří pánev-páteř-hlava.*“ (Máček, Smolíková, 2010) Při posuzování tělesného schématu je patrna koaktivace většiny svalů trupu s dýchacími pohyby za současné spoluúčasti na konfiguraci hrudníku a celkovém držení těla a jeho pohybech (Máček, Smolíková, 2010; Kolář, 2009).

Existuje souvislost s kardiorespiračním onemocněním a kineziologie dýchání. Zabývá se hodnocením dýchacích pohybů ve vztahu k hodnotám funkce plic. Častým projevem dysbalance je syndrom přetíženého hrudníku a variabilní syndrom vadného držení těla (Máček, Smolíková, 2010; Kolář 2009).

Korekční fyzioterapie u kardiorespiračního onemocnění doporučuje v terapii začínat od oblasti pánve a bederní páteře a postupovat kraniálním směrem. Většinou se jedná o aktivní, jemné, pomalé a přesně provedené pohyby, jejichž rozsah by se měl blížit fyziologickým rozměrů. Doplnkem by měly být principy vývojové kineziologie. Korekční fyzioterapie vychází z mnoha škol široce publikovaných například Brüggerův

princip, cvičení dle R. McKenzie, R. Klappa, K. Schrottové, L. Mojžíšové, P. Koláře, Lewita a další (Máček, Smolíková, 2010; Kolář, 2009).

2. 9. 2 Dle Koláře techniky respirační fyzioterapie s využitím posturálně lokomočních poloh

V reflexním přístupu se cíleně ovlivňují posturální svalové funkce vycházející z neurofyziologického principu, který je základem determinovaných motorických programů v CNS. Jedná se o globální svalové souhry, které jsou zásadní pro držení těla a lokomoci. Tyto motorické vzory se postupně dostávají do funkce v průběhu posturální ontogeneze a je možné je reflexně vybavit prostřednictvím dvou lokomočních vzorů – reflexním otáčením a reflexním plazením nebo také mírným izometrickým pohybem proti lokomočnímu pohybu. Do lokomočních vzorů je zafixován fyziologický způsob dýchání. Hrudník z inspiračního postavení se tahem břišních svalů přesouvá do polohy expirační. Břišní muskulatura se rovnoměrně aktivuje při nádechu a tím se s bránicí spoluúčastní na tvorbě nitrobřišního tlaku. Bránice přes hrudník ovlivňuje mm. intercostales externi a zároveň reflexně dochází k aktivování autochtonní muskulatury, která stabilizuje páteř. To umožňuje pohyb žeber a následné rozšíření hrudníku v příčném směru, tím minimalizuje vertikální pohyb sternu. Směr aktivace do výdechové polohy hrudníku stimuluje činnost hladké svaloviny bronchů a tím dokáže regulovat změny odporu dýchacích cest (Kolář, 2009).

Tuto techniku využíváme především při snaze odstranit nadměrné množství bronchiálního sekretu, zásadní vliv však má na ovlivnění stereotypu dýchání (Kolář, 2009)

Na základě palpce a auskultace zjišťuje lokalitu plic, která neventiluje nebo je hypoventilována. Například k drenážnímu účelu se zařazuje technika vzoru otáčení (ipsilaterální vzor). Při reflexním otáčení je aktivován první šikmý břišní svalový řetězec, který jde od m. obliquus abdominis internus čelistní strany přes m. transversus abdominis k m. obliquus abdominis externus záhlavní strany a upíná se na aperturu thoracis inferior záhlavní strany. Zde je napojen na m. serratus anterior, připojení vzniká v místě totožném s úponem bránice, které je připojeno na hrudník z vnitřní strany. Žeberní oblouky jsou

tímto řetězcem taženy směrem dolů, zesílí se nitrobřišní dýchání a zintenzivní se kostální dýchání (Kolář, 2009)

2. 9. 3 Respirační fyzioterapie – metody a techniky hygieny dýchacích cest

V dnešní době se můžeme setkat s pojmem metody a techniky hygieny dýchacích cest neboli airway clearance (ACT). Do této skupiny spadá aktivní cyklus dechových technik, autogenní drenáž, PEP systém dýchání, intrapulmonální perkusivní ventilace, inhalační léčba a tělesná cvičení (Máček, Smolíková, 2010).

Cílem drenážních technik je dosažení a udržení odhlenění, tedy zajistit optimální hygienu a dobré průchodnosti dýchacích cest. Metody respirační fyzioterapie nemají vliv na kondiční výkonnost svalů a celkovou fyzickou zdatnost. Jsou určeny k řešení aktuální tíživé dechové situace dušnosti a bronchiální sekrece. Respirační fyzioterapie se nejčastěji uplatňuje u nemocných hospitalizovaných na odděleních ARO, JIP a v prvních hodinách po operacích (velmi často po hrudních operacích). V ambulantní rehabilitaci pomáhají nemocným v reedukaci dechových pohybů s přihlédnutím k respiračně-posturální funkci svalů trupu (Máček, Smolíková, 2010; Kolář, 2009).

2. 9. 3. 1 Aktivní cyklus dechových technik (ACBT)

Tato technika obsahuje tři samotné techniky dýchání, pořadí lze individuálně a účelně střídát podle potřeby a možnosti nemocného. ACBT se může cvičit vsedě i vleže např. v lázních, nemocnicích, doma, v kanceláři, ve stoji, v křesle. Mezi techniky ACBT se řadí kontrolované dýchání, techniky silového výdechu a huffing, cvičení na zvýšení pružnosti hrudníku (Máček, Smolíková, 2010; Kolář 2009).

Kontrolované dýchání je uvolněné odpočinkové dýchání, které je zaměřeno na dýchání v oblasti břicha bez vědomé aktivace dechových svalů. Jedná se o volné dýchání, které má dopad na relaxaci bránice (Máček, Smolíková, 2010; Kolář 2009).

Technika silového výdechu a huffing je aktivní cvičení, které jsou zaměřená na výdech s modifikovanou rychlostí výdechu. Výdech bývá zakončen rychlým

výdechem ústy přes otevřenou hlasivkovou štěrbinu neboli huffingem, který nahrazuje kašel (Máček, Smolíková, 2010; Kolář, 2009).

Technika na zvýšení pružnosti hrudníku je inspirační technikou s důrazem na maximální množství pomalu nadechnutého vzduchu a pasivního výdechu. Při maximálním nádechu dochází k rozvíjení hrudníku a protahování měkkých struktur (Máček, Smolíková, 2010).

2. 9. 3. 2 Autogenní drenáž (AD)

Tato technika postupně zcela nahradila dřívější pokleповé drenáže. Při autogenní drenáži je důležité vědomě řízené, samotným pacientem modifikované dýchání. Hlavním konceptem techniky je využití různého expektoračního tlaku k otevření určité generace bronchů díky vědomě kontrolovaného dýchání. Autogenní drenáž je vhodná pro všechny jedince s chronickou bronchiální hypersekrecí (Máček, Smolíková, 2010; Kolář, 2009).

Cvičí se vsedě nebo vleže. Základním principem AD je odlepení, sesbírání a evakuování uvolněných hlenů z dýchacích cest. Jde o dýchání s pomalým a plynulým inspiřiem, nejčastěji nosem. Po plném provedení inspiřia následuje krátká inspirační pauza, dále pomalý, ale svalově podpořený výdech pootevřenými ústy přes uvolněné dýchací cesty. Tento výdech by měl být vždy delší nežli nádech. Na konci výdechu může mít pacient potřebu kašle, což je žádoucí právě k expektoraci hlenu. Pacienti si mohou i cvičit sami nebo s asistencí další osoby, většinou fyzioterapeuta. AD není časově omezená, trvá od několika minut až po 60 – 90 minut. Součástí AD jsou manuální kontakty a manévry, automasáž, manuální pružení a jemné manuální komprese na hrudníku (Máček, Smolíková, 2010; Kolář, 2009).

2. 9. 3. 3 PEP systém dýchání (positive expectancy pressure systém of breathing, PEP)

PEP systém dýchání využívá výdech proti zvýšenému odporu, který zvýší i intrabronchiální tlak. PEP systém se dělí na tři typy: nízký pozitivní výdechový přetlak (výdech proti odporu o velikosti 10 – 20 cm H₂O), vysoký pozitivní výdechový přetlak

(výdech proti odporu o velikosti 40 – 100 cm H₂O) a oscilující pozitivní výdechový přetlak (Kolář, 2009).

Původně PEP technika dýchání se prováděla pomocí PEP masky. Tato maska se skládá z průhledné obličejové části s měkkým latexovým okrajem a z ventilů pro inspirium a expirium. Výdechový odpor se mění pomocí barevných redukcí. Obličejová maska se pevně přiloží na ústa (Kolář, 2009). Cílem je zlepšení ventilace a průchodnost dýchacích cest (Kolář, 2009).

Oscilující výdechový přetlak se často kombinuje s kmitavými a vibračními efekty uvnitř dýchacích cest. Nejčastěji se používají flutter, RC-Cornet a Acapella (Kolář, 2009).

2. 9. 3. 4 Dechový trénink a dechové trenažery

U pacientů s chronickou formou respiračního onemocnění se používají dechové trenažery, které se dělí podle účelu cvičení na inspirační a expirační. Úkolem je zdokonalení techniky dýchání, ale také efektivní zapojení respiračních svalů (Kolář, 2009).

Inspirační trenažery pomáhají zdokonalit inspirační dechovou techniku pro efektivnější provedení inhalační léčby. Dochází k usnadnění dechových pohybů hrudníku a zlepšení ventilace v pooperačním období, kdy terapie je založená na odporu dechové pomůcky (viz kapitola 2.10). Expektorační trenažery se používají k obnovení ventilační funkce periferních dýchacích cest, prevence bronchiálních kolapsů a také zlepšení dechové flexibility stěn bronchů (Kolář, 2006).

2. 10 Odporový trénink inspiračních svalů

Odporový trénink inspiračních svalů je stěžejným tajemstvím v oblasti sportu, který velmi přispívá k výkonnosti např. v oblasti sportu (McKonnell, 2011).

Před dvaceti pěti lety byla vytvořena inspirační svalová pomůcka zvaná POWERbreathe, v roce 1994 se vytvořil výraz „činka pro vaši bránici“. Posílení dýchacích svalů má za následek nejen zvýšení respirační kapacity, ale i urychlení regenerace mezi jednotlivými úseky vysoce intenzivního výkonu. Dochází k posílení zejména bránice, interkostálních svalů (externi), popřípadě i pomocných inspiračních svalů (záleží na efektivitě tréninku). (Kubánek, 2012; McKonnell, 2011)



Obr. 8 POWERbreathe Fitness Plus – URL 4

Dělí se na mechanické a elektronické. Mechanické fungují na principu mechanického odporu při nádechu a jsou levnější variantou (je zde na obr. 8). Blíže budu popisovat pouze mechanický POWERbreathe, který má jednoduchý otočný mechanismus se šroubovicí a stupnicí, sloužící k nastavení prahu pro průchod vzduchu, tedy i intenzitu zatížení. Odporové zatížení se může měnit otočnou stupnicí od 0 do 10 stupňů, kdy 0 je nejmenší a 10 nejvyšší odpor. Nejčastěji je v zařízení membrána, která se při určitém tlaku vzduchu odklopí a umožní jeho průchod. Membrána klade odpor pouze při nádechu, při výdechu vzduch prochází přes druhou membránu, která odpor neklade. Výrobce POWERbreathe nabízí několik modelů, rozmezí nastavitelné zátěže je u jednotlivých modelů různé. Výhodou této technologie je, že odpor není závislý na rychlosti průtoku vzduchu zařízením, a proto zůstává konstantní (Harak-Khan, 1998; powerbreathe.com; Kubánek, 2012).

Podíváme-li se obecně na reakci svalů na odporový trénink, ať už se jedná o sval na končetině nebo o respirační sval, můžeme říci, že odpovědi svalů na opakované vystavení zátěže jsou změny v oblasti síly, rychlosti kontrakce, vytrvalosti nebo kombinace těchto změn. To, která změna bude převažovat, lze ovlivnit typem tréninku. Zda mluvíme o odporovém tréninku respiračního svalstva, jedná se zejména o inspirační svalstvo. Dle McKonnell nemá trénink expiračního svalstva vliv na výkonnost. Tento výrok potvrzuje i Griffithsův výzkum, kde u skupiny provádějící

odporový trénink expiračních svalů v porovnání se skupinou provádějící odporový inspirační trénink nedošlo k nárůstu výkonnosti, ani svalové síly (McKonnell, 2011).

Obecně je známo, aby došlo k odpovědi svalových vláken na zátěž, musí být mírně přetížena (pouze na úroveň, při které nedojde k mikrotraumatizaci). Při prvním tréninku je dobré nastavit tréninkovou zátěž na nejnižší hodnotu a dokončit 30 dechů. Při každém tréninku nadále zvyšovat zátěž, stále je důležité dosáhnout 30 dechů (McKonnell, 2011).

Pokud při tréninku inspiračního svalstva bude kladen důraz zvláště na sílu během nádechu, bude třeba překonat veliký odpor. Z toho vyplývá, že k provedení nádechu musí být zvětšena zejména celková síla inspiračního svalstva. Pokud bude kladen důraz zvláště na rychlost nádechu, tedy veliký průtok vzduchu dýchacími cestami, dojde ke zvýšení zvláště rychlosti kontrakce svalstva. Bude-li odpor i rychlost průtoku vzduchu vyváženy, dojde k vzestupu síly i rychlosti a to dokonce ve větší míře než pouze při kladení důrazu na jeden z parametrů (McKonnell, 2011). Romer a McConnell (2003) uskutečnili studii, do které bylo zapojeno 24 zdravých lidí, rozdělených do 4 skupin. Skupina A prováděla IMT (inspirační svalový trénink) s vysokým odporem a nízkou rychlostí, skupina B s vysokou rychlostí a nízkým odporem, skupina C se středním odporem (60 % MIP) a střední rychlostí, skupina D byla kontrolní skupina, která se tréninku nepodrobila. Po devíti týdnech IMT (inspirační svalový trénink) bylo dokázáno, že svalová síla inspiračního svalstva vzrostla u skupiny A o 48 ± 3 %, u skupiny B o 25 ± 3 % a u skupiny C o 64 ± 3 %.

Výzkumy a zkušenosti ukázaly, že nejlepší nastavené zatížení je okolo 50 až 70 % inspirační svalové síly. Toto nastavení poskytuje nejširší škálu výhod a největší komfort při tréninku. Rychlost kontrakce (inhalační rychlosti) musí být tak rychlá, jak jen to je možné. Odporové dýchání by mělo trvat 1 až 2 sekundy a měl by být provázen hlasitým zvukem, výdech by měl být pasivní a tichý a trvat 3 nebo 4 sekundy (McKonnell, 2011).

Při odporovém inspiračním tréninku mohou nastat pocity závratí v důsledku hyperventilace při ztrátě oxidu uhličitého v krvi. Toto je však neškodné po dobu 30 dechů během tréninku. V případě, že dojde ke vzniku těchto nepříjemných pocitů, je důležité udělat pauzu na konci další expirace, počkat a volně dýchat do zmizení těchto pocitů. Sportovcům se doporučuje trénovat inspirační svalstvo dvakrát denně, často se pokládá

otázka, zda se lepšího výkonu nedosáhne zvýšením na třikrát až čtyřikrát za den. Jasnou odpovědí je, že nedojde ke zlepšení. Inspirační svaly jsou už tak vystaveny náročnému režimu IMT (inspirační svalový trénink) dvakrát za den plus práce dýchání během dne a u sportovců i během tréninku. Nemělo by proto docházet k častější aplikaci. Relaxace do druhé aplikace by měla trvat alespoň šest hodin. Pokud by relaxace nebyla dostačující mohlo by dojít k přetrénování (McKonnell, 2011).

Ve studii Ramírez-Sarmiento (2002) zkoumali strukturální adaptaci respiračního svalstva. Pro hodnocení se využila biopsie, při které se vzorky svalové tkáně odebíraly z musculi externi. Studie byla provedena u 14 pacientů s chronickou obstrukční nemocí. Inspirační svalový trénink (IMT) trval 30 min 5x týdně po dobu 5 týdnů, odpor byl nastaven na 40 – 50% maximálního inspiračního tlaku. Po inspiračním svalovém tréninku bylo biopsií zjištěno, že se průměr svalových vláken I. typu zvětšil přibližně o 38% a průměr svalových vláken II. typu se zvětšil přibližně o 28%. Tento efekt tréninku mohl za následné zvýšení svalové síly a schopnost odolávat zátěži.

Cílem bakalářské práce (Janoušek, 2014) bylo ovlivnění respiračních parametrů pomocí inspiračního svalového tréninku ve vývojových polohách. Pro vyšetření dechových parametrů byla použita spirometrie. Tréninkem došlo ke zlepšení výsledných respiračních hodnot, ale také ke zvýšení svalového napětí v oblasti pletenců horních končetin. Největší svalové napětí bylo v oblasti pectorálních svalů.

POWERbreathe je velmi účinný doplněk u řady nemocí, zlepšuje dušnost. Dušnost je společným znakem mnoha poruch – respiračních, kardiovaskulárních, nervosvalových i psychologických. Dále je vhodný pro běžnou populaci lidí (při rekreaci), u vysoce trénovaných vytrvalostních sportovců, zpěváků, herců, tanečníků, u pacientů s CHOPN a další (powerbreathe.com).

Ve studii Beckerman, Magandle et al (2005) zkoumaly inspirační svalový trénink týkající se pacientů s CHOPN. Výsledky této dlouhodobé studie inspiračního svalového tréninku ukázaly zlepšení fyzické zdatnosti, kvality života, snížení dušnosti, potřeby primární péče a hospitalizaci u pacientů. Dále Chiappa, Roseguini et al (2008) ve studii inspiračního svalového tréninku u pacientů s chronickým srdečním selháním hodnotili, jestli dojde ke zlepšení krevního průtoku. Měřil se maximální inspirační tlak a průtok

krve žilní pletysmografií v oblasti předloktí. Výsledky prokázaly, že inspirační svalový trénink vede ke zlepšení prokrvení končetin.

POWERbreathe se nedoporučuje u pacientů s anamnézou spontánního pneumotoraxu, po traumatickém pneumotoraxu, při zlomeném žebru (použití při úplném uzdravení). Dále není vhodný u pacientů s astma bronchiale, kteří mají nízké vnímání projevů a trpí častými exacerbacemi. U jedinců pod 16 let by se měl používat pouze za dohledu dospělé osoby, u dětí mladších 7 let vůbec ne (powerbreathe.com). V současné době je v České republice volně prodejný přístroj – POWERbreathe pro řízený trénink dýchacího svalstva. V zahraničí se však můžeme setkat s dalšími přístroji, jako jsou Pflex, Spirotiger, TrainAir, Threshold IMT a další. U všech uvedených přístrojů byla laboratorními studiemi prokázána jejich účinnost.

2. 11 Fotogrammetrie

Fotogrammetrie je často nahrazována pojmem kinematická analýza. Kinematická analýza je buď rovinná, dvojdimenzionální – 2D (snímá pohyb pouze v jedné rovině) nebo prostorová, trojdimenzionální – 3D (snímá pohyb v prostoru). Podstatou vyšetřovací kinematografické metody je analýza pohybu důležitých bodů, vybraných segmentů nebo celého těla na základě vyhodnocení fotografie, filmového záznamu, videozáznamu. Výsledkem kinematické analýzy je posloupnost za sebou jdoucích obrázků (poloh probandů, nářadí), které umožňují vyhodnocovat všechny základní kinematické proměnné – čas (t) a prostor (úhly, dráhy – těžiště, segmentů). (Soumar, 2011; Zahálka, 2004).

Hlavní úkol optoelektronického přístroje je založen na snímání reflexních markerů, které odrážejí infračervenou část světelného spektra. Označení bodů na záznamu pohybové činnosti získají jejich rovinné souřadnice, které slouží pro určení základních kinematických veličin (Zahálka, 2004).

Qualisys nabízí celou řadu přístrojů, pomůcek a programů pro záznam a analýzu naměřených dat. Klíčovým prvkem systému Qualisys jsou Oqus kamera a software Qualisys Manager (QTM). (Qualisys: Motion Capture Systems)

Oqus je nová generace kamer (na obr. 9) představující významný technologický průlom a kombinuje vysoký výkon, příjemné uživatelské prostředí a flexibilitu. Kromě přesného záznamu pozice markerů v reálném čase umožňuje kamera záznam rychloběžného videa s vysokým rozlišením. Kamery mohou být umístěny na zdi nebo na stativu podle typu měření (Qualisys: Motion Copture Systems).



obr. 9 kamera Oqus 300
- URL 1

Qualisys Track Manager (QTM) je vlastní software, který umožňuje provádět 2D i 3D záznam pohybu za využití kamer, získání, uložení a zpracování dat. Po tomto zpracování se mohou data vyexportovat do MS Office Excel, kde se data dále vyhodnocují (Qualisys: Motion Copture Systems).



obr. 10 Markery - URL2

Qualisys rozlišuje dva typy markerů - pasivní (na obr. 10) a aktivní. Aktivní markery světlo vyzařují, naopak pasivní světlo odrážejí. Markery jsou kulovitého tvaru, dá se lehce určit střed z různých úhlů. Většinou se aplikují a jsou levnější. V případě přímého slunečního osvětlení nebo silného umělého osvětlení může být nezbytné pro získání kvalitních dat použití aktivních markerů (Qualisys: Motion Copture Systems).

Před 3D měřením je nezbytným krokem kalibrace, která slouží k určení závislostí mezi skutečnými velikostmi a odpovídajícími údaji, získanými na záznamu. Kalibrace se provádí pomocí pevného rámu (referenční bod), který má na konci dva markery. Pevný rám umísťuje do prostoru, kde se bude odehrávat pohybový děj. Samotná kalibrace se provádí pomocí tyče, na jejím konci jsou umístěny markery. V daném prostoru pohybuje operátor po dobu kalibrace, trvající pár sekund, kalibrační tyčí známé délky. S touto tyčí se pohybuje v prostoru současným otáčením kolem všech os. Body vyznačené na kalibrační tyči jsou snímány kamerami a daná vzdálenost je transformována do prostorového vyjádření. Tyč a referenční objekt jsou pozorovány softwarem Qualisys Track Manager, který poté zobrazí výsledek kalibrace (Zahálka, 2004; Qualisys: Motion Copture Systems; Qualisys: In motion, 2013).



Obr. 11 Kalibrační hůlka ve tvaru T a referenční struktura ve tvaru písmene L - URL2

Základní pravidla, která je nutné dodržet (Zahálka, 2004; Soumar, 2011):

1. Všechny kamery musejí zaznamenat pohyb současně
2. Nesmí dojít za žádných okolností k posunutí kamer během záznamu, ani mezi kalibrací a záznamu pohybu
3. Pohybující se marker musí být zřetelně viditelný po celou dobu pohybu minimálně ze dvou kamer
4. Musí být přesně známá frekvence snímané kamery
5. Kamery musí být synchronizovány

Využití optického snímání je velmi široké, od výzkumu klinického využití v lékařství, přes ovlivňování sportovní techniky či četné aplikace k průmyslu. Současné aktivity v oblasti sportovní biomechaniky se zabývají především atletickými disciplínami (skok daleký, skok o tyči, časové analýzy sprintů) dále běh na lyžích... Využívá se také ve spolupráci s lékaři a fyzioterapeuty k pokoušení se o cílené ovlivňování pohybového aparátu a tím i k prevenci přetěžování (Qualisys: Motion Capture Systems).

3 Cíle a metodika práce

3. 1 Cíle práce, výzkumné otázky, hypotézy

Cílem této diplomové práce je zjištění tvarových změn v oblasti trupu sledováním dechových pohybů při klidovém dýchání a při aplikaci POWERbreathe.

Ke splnění cíle práce byly určeny tyto vědecké otázky výzkumu:

1. Metodika hodnocení – je využitelná 3D kinematickou analýzou pro popis pohybu (v rovině nebo směry, jevy) při klidovém dechu a při použití POWERbreathe. Zhodnocení vlivu prováděných dechových manévrů na jednotlivých probandech.
2. Zjištění při stanovené prahové zátěži přístroje POWERbreathe (na st. 2), zda u běžné zdravé populace dojde ke zvýšení kraniálních pohybů hrudníku, což by mohlo vést k přetěžování pomocných nádechových svalů a následné bolesti krční páteře atd.
3. Jak se liší klidové dýchání, maximální nádech a výdech bez použití POWERbreathe a s použitím POWERbreathe?

Tyto vědecké otázky zodpovídám pomocí následujících hypotéz:

Hypotézy:

1. Předpokládám, že pomocí 3D kinematické analýzy pohybu – Qualysis budeme moci určit dechové pohyby jak při klidovém dýchání tak při dýchání proti odporu pomocí POWERbreathe. Na základě výsledků můžeme říci, že 3D kinematická analýza pohybu – Qualysis měří změnu dechových pohybů.
2. Předpokládám, že při použití POWERbreathe dojde oproti klidovému dýchání k většímu laterálnímu pohybu žeber.
3. Předpokládám, že při použití POWERbreathe dojde oproti klidovému dýchání k větším kraniálním pohybům trupu v oblasti acromionů a horních žeber.
4. Předpokládám, že při aplikaci POWERbreathe budou mít probandi oproti klidovému dýchání větší tendenci k dorzálním pohybům v oblasti trupu.
5. Předpokládám, že při aplikaci POWERbreathe dojde oproti klidovému dýchání k větším ventrálním pohybům v oblasti spodního části hrudní páteře.

Hypotézu považujeme za potvrzenou, platí-li předpokládaná situace u více jak poloviny probandů (tedy 4 a více).

3. 3 Popis sledovaného souboru

Ve výzkumu se zúčastnilo 6 zdravých žen (věk $22,8 \pm 0,9$ roku, výška $167 \pm 5,2$ cm, hmotnost $59,8 \pm 3,2$ kg). Všichni probandi jsou studentky UK FTVS (3 studentky oboru fyzioterapie, 3 studentky oboru TVS). Všichni probandi jsou zdraví, bez předešlých větších úrazů, operací či vrozených vad.

Měření probíhalo v biomechanické laboratoři extrémní zátěže na Fakultě tělesné výchovy a sportu. Měření bylo provedeno v místnosti při teplotě teplota $22 \pm 1^\circ\text{C}$, vlhkost 50-60%.

Probandi byli požádáni, aby přišli ve stejný den s časovým odstupem 30 min. Na probandy se nejdříve nalepily markery, poté byly fyzioterapeutem zkorigováni do výchozí polohy - stoje (pánve byla opřena o sedací hrboly opěrné plochy s možností předozadního náklonu trupu), poloha těla byla vždy nastavena tak, aby byla co nejvíce pro probanda pohodlná (viz příloha 6). Při aplikaci POWERbreathe se u jednotlivých probandů použily vyměnitelné náustky s dezinfekční tablety.

Úkolem bylo klidové dýchání po dobu 50s, které bylo ukončeno třemi maximálními nádechy a výdechy. Poté si proband vyzkoušel dechový manévr pomocí POWERbreathe (ze začátku na nečisto – nejčastěji 3 – 6 aplikací). Poté až proband odsouhlasil, začalo měření pomocí přístroje po dobu 3 – 10 nádechů. Po aplikaci odporového dýchání následovalo znovu klidové dýchání a maximální nádech a výdech (stejně jako na začátku). Klidové dýchání bylo zvoleno referenční hodnotou. Bylo velmi obtížné zvolit správnou míru odporu na přístroji tak, aby byla zachována potřebná kvalita. Volba odporu byla stanovena postupným zkoušením různých zatížení a aspekčním vyhodnocováním kvality pozice a subjektivních pocitů jednotlivých probandů (výsledná hodnota nakonec byla u všech na st. 2).

Všichni účastníci výzkumu byli podrobně seznámeni s laboratorními procedurami a podepsali informovaný souhlas. Probandi byli informováni o bezpečnosti a v případě nevolnosti nebo jiného nepohodlí. Při pocitunevolnosti měli zvednout ruku, aby se měření zastavilo a nebylo tak ovlivněno měření.

Projekt byl schválen etickou komisí UK FTVS v Praze pod jednacím číslem 168/2014.

3. 4 Použité metody

3. 4. 1 Qualysis

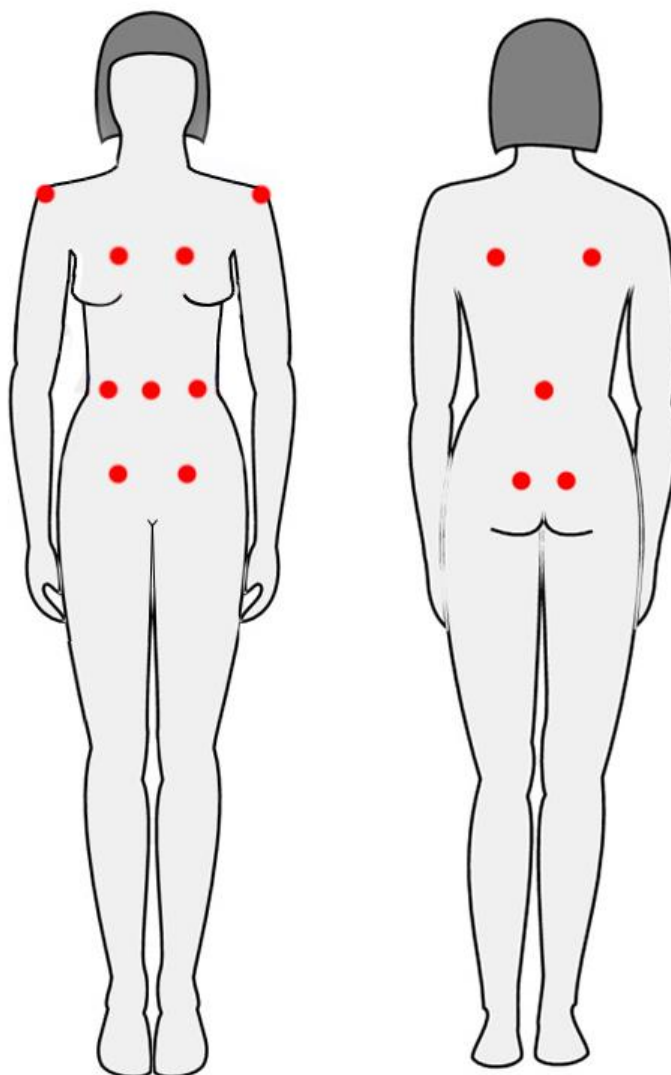
K měření bylo použito 6 kamer Oqus. Kamery byly umístěny do prostoru, aby byly otočeny ve směru na střed. Kamery byly kalibrovány a provedlo se zkušební dýchání. Přesnost kalibrace byla 0,65mm. Systém Qualisys byl nastaven na snímanou frekvenci 200 Hz. Byly použity pasivní markery o průměru 1 cm. Pro získání dat byl použit 1 počítač, který zaznamenával pohyb z kamer (program Qualisys Track Manager).

3. 4. 2 Umístění markerů

V rámci měření byly použity pasivní markery, které byly kulovitěho tvaru. Markery byly postaveny na hmatatelných anatomických útvarech:

- acromion
- linie 4. žebra, vpředu medioklavikulární linie
- linie 5. žebra, v oblasti angulus costae
- linie Th12, vzadu, proc. spinosus
- vpředu, asi 2cm nad umbilikem
- linie 12. žebra, vpředu
- Spina iliaca anterior superior
- Spina iliaca posteriori superior

Umístění jednotlivých markerů bylo shodné s pravou i levou polovinou těla, jak je označeno na obr. 12



Obr. 12 Markery - přehled zezadu a zepředu - upraveno z URL 3

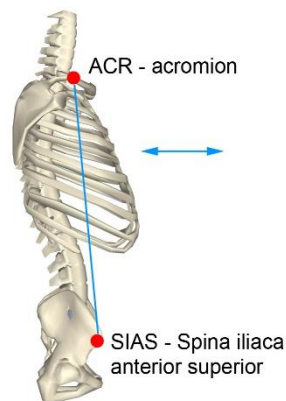
3. 4. 3 Hodnocené parametry u všech probandů

Hodnotila se pouze pravá strana. Původně měl být hodnocen i význam pravá-levá či stranová dominance, ale z důvodu velkého množství hodnocených parametrů se hodnotila pouze jedna strana. Pro hodnocení laterálního rozšíření byla potřeba hodnocená na pravé i levé straně.

Pro výstupní vyhodnocení byly zvoleny tyto markery:

Změna předozadního pohybu v oblasti trupu:

- Markery byly umístěny na acromionu (ACR) a spině iliace ant. sup. vpravo (SIAS), vpředu
- Sledovala se vzdálenost na předozadní ose Y
- Při tomto chci vysledovat, zda při aplikaci POWERbreathe, dojde k vzájemnému posunu ACR vůči SIAS, tedy o míru naklonění trupu ventrodorzálně. SIAS považujeme za pevný bod, protože opora byla během měření v oblasti pánve (viz na obr. 13)



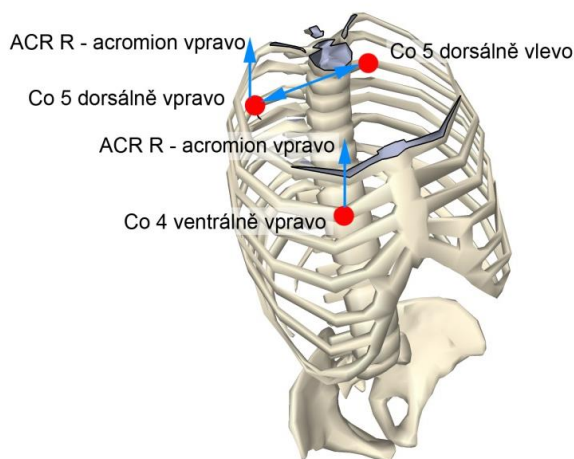
Obr. 13 ACR a SIAS Y – upraveno z URL 5

Změna pohybu v oblasti horní části trupu kaudokraniálním směrem:

- Markery byly umístěny na 4. žebřu vpředu vpravo v oblasti medioklavikulární linie (Co 4) a na acromionu vpravo
- Další dva markery byly na 5. žebřu vzadu vpravo v oblasti angulus costae (Co 5) a na acromionu vpravo
- Sledování vzdálenosti na vertikální ose Z, tímto bych chtěla zjistit, jestli při aplikaci POWERbreathe nedochází k příliš velkému pohybu horní části trupu směrem kraniiálním a zda tyto parametry jsou stejné na přední i zadní straně trupu (viz obr. 14)

Rozšíření ve střední části hrudníku:

- Markery byly umístěny na 5. žebro vzadu vpravo i vlevo v oblasti angulus costae
- Sledovala se vzdálenost rozšíření na ose X
- Při tomto chci vysledovat, zda při aplikaci POWERbreathe dojde k větším laterálním pohybům (rozšíření) žeber dle hypotézy č. 2 (viz obr. 14)



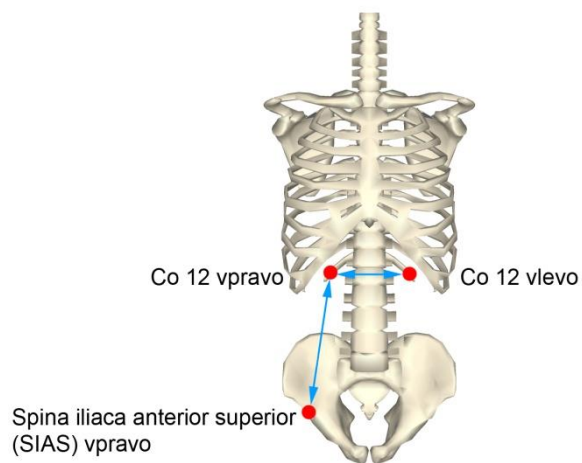
Obr. 14 Co 4 - Co 5 a ACR – upraveno z URL 5

Rozšíření hrudníku v oblasti dolní části hrudní páteře:

- Markery byly umístěny na 12. žebro vpředu vpravo i vlevo (Co 12)
- Sledovala se vzdálenost rozšíření na ose X mezi těmito parametry
- Při tomto chci vysledovat, zda v této oblasti při aplikaci POWERbreathe dojde k větším laterálním pohybům (rozšíření) žeber dle hypotézy č. 2 a jestli dochází k aktivaci bráničního dýchání (viz obr. 15)

Změna pohybu v oblasti dolní části trupu kaudokraniálním směrem:

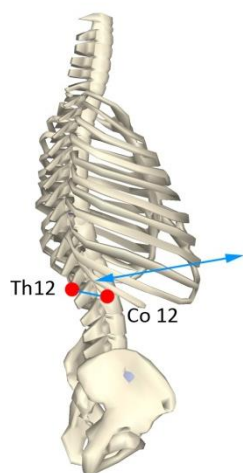
- Markery byly umístěny na 12. žebro vpředu vpravo a na pravé SIAS
- Sledování vzájemné vzdálenosti na vertikální ose Z
- Tímto chci vysledovat, zda při aplikaci dochází k poklesu nebo vzestupu hodnot v této oblasti a jestli dojde k podobným výsledným hodnotám v porovnání s horní částí trupu (viz změna pohybu v oblasti horní části trupu kaudokraniálním směrem) (viz obr. 15)



Obr. 15 Co12 - SIAS - upraveno z URL 5

Změna předozadního pohybu v oblasti dolní části hrudní páteře:

- Markery byly umístěny na 12. hrudním obratli v oblasti trnového výběžku (Th12) a na 12. žebro vpředu, vpravo
- Sledovala se vzájemná vzdálenost na předozadní ose Y mezi těmito parametry
- Hodnotí, zda dochází při aplikaci POWERbreathe k ventrálním pohybům v této oblasti dle hypotézy č. 5 (viz obr. 16)



Obr. 16 Co 12 – Th12 – upraveno z URL 5

3. 4. 4. Problémové situace a jejich řešení

V systému Qualisys vždy nedošlo ke snímání markerů po celou dobu měření. Příčina byla nejspíše z důvodu stínění horní končetinou. Naštěstí nedošlo k zakrytí určitých markerů po celou dobu měření, vždy se jednalo o stínění trvajících pár vteřin. Konečné výsledky byly zprůměrovány subjektivně.

3. 4. 5 Analýza dat

Výsledky záznamů byly zaznamenány a zpracovány v Qualisys Track Manegeru a dále se data vyexportovaly do MS Office Excel, kde se dále vyhodnocovala. Záznamy byly zapsány do tabulek a do grafického znázornění.

4 Výsledky

- Klidové dýchání po dobu 50s bylo zakončeno maximálním nádechem a výdechem
- Měření pomocí přístroje POWERbreathe (3 – 10 nádechů a výdechů)
- Opět klidové a maximální dýchání
- Porovnávaly se rozdílné hodnoty odporového dýchání pomocí POWERbreathe oproti klidovému dýchání před aplikací, tyto hodnoty se od sebe odčítaly, číselné hodnoty jsou zaznamenány v mm

Proband č. 1

Proband je rekreačně sportující žena (věk 24 let, výška 170 cm, váha 60 kg, BMI – 20,8). Je studentkou Fyzioterapie. 2x týdně vysokohorská turistika trávající 3 hodiny a 1x týdně trénink na slackline (balancování na popruhu, který je upevněný mezi dvěma body) cca 30 minut. Dechovými obtížemi netrpí. Má potravinovou alergii na mák, ořechy, mandle, kokos.

Subjektivní pocity při použití odporového dýchání pomocí přístroje PB při zátěži 2. st. bylo vnímány jako mírně silové.

Tabulka č. 1 znázorňuje vzájemné vzdálenosti a laterální posun osy X 5. žebra, na zadní straně trupu, to samé mezi 12. žebrem, na přední straně trupu

Typ dýchání	Co 5 – Co 5 (mm)	Co12 - Co12 (mm)
Klidový nádech	77,9	213,5
Klidový výdech	76	210,2
Rozdíl	1,9	3,3
Maximální nádech	86,7	220,4
Maximální výdech	77	210,4
Rozdíl	9,7	10
Nádech při POWERbreathe (PB)	90,9	213,1
Výdech při PB	83,9	199,6
Rozdíl	7	13,5
Klidový nádech	86,8	215,9
Klidový výdech	84,7	210,5
Rozdíl	2,1	5,4
Maximální nádech	92,9	220
Maximální výdech	84,6	210,6
Rozdíl	8,3	9,4

Tabulka 1: Vzdálenosti a laterální posun 5. a 12. žebíř (proband č.1)

Z tabulky č. 1 lze vyvodit následující:

- Laterální rozšíření v oblasti, mezi pravou a levou stranou, 5. žebra byl patrný největší rozdíl mezi maximálním nádechem a výdechem před aplikací POWERbreathe (PB) a nejmenší při klidovém dýchání před aplikací. Při použití PB došlo ke zvětšení laterálních pohybů hrudníku oproti klidovému dýchání o cca **5,1mm** (vždy odčítána hodnota rozdílu klidového dýchání před aplikací PB). Hodnoty byly pravidelné a dobře hodnotitelné.
- Největší laterální rozšíření 12. žebra je při aplikaci PB a nejmenší při klidovém dýchání před aplikací dechového manévru pomocí PB. Při použití PB došlo ke zvětšení o cca **10,2mm**. Dechové pohyby byly pravidelné a dobře hodnotitelné při klidovém dýchání před a po aplikaci PB. Při maximálním dýchání před aplikací PB byly výsledné hodnoty také pravidelné, ale pohyby při použití PB a maximální dýchání po aplikaci PB byly již mírně nepravidelné, přesto hodnotitelné.

Tabulka č. 2 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na vertikální ose mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo a mezi 5. žebrem vzadu acromionem vpravo a dále vzdálenost mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo

Typ dýchání	Co 4 – ACR (mm)	Co 5 – ACR (mm)	Co12 – SIAS (mm)
Klidový nádech	95,6	89,2	97,8
Klidový výdech	93,5	87,9	96,7
Rozdíl	2,1	1,3	1,1
Maximální nádech	94,6	97,6	100,2
Maximální výdech	87,6	87,9	95,3
Rozdíl	7	9,7	4,9
Nádech při PB	82,8	96,1	100,9
Výdech při PB	74,6	85,3	95,3
Rozdíl	8,2	10,8	5,6
Klidový nádech	91,3	82,4	95,6
Klidový výdech	88,2	81,5	93,9
Rozdíl	3,1	0,9	1,7
Maximální nádech	91,3	93,2	100,1
Maximální výdech	81,7	82,8	95,4
Rozdíl	9,6	10,4	4,7

Tabulka 2: Vzájemný pohyb na vertikální ose Z mezi Co 4 vpředu, Co 5 vzadu a ACR vpravo vpravo a mezi Co12 a SIAS vpravo (proband č. 1)

Z tabulky č. 2 lze vyjádřit následující:

- Kraniální pohyb mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo byl největší rozdíl mezi max. nádechem a výdechem po aplikaci PB. Nejnižší hodnota rozdílu byla při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o **6,1mm**. Hodnoty byly dobře hodnotitelné, pravidelné.
- Největší kraniální pohyb mezi 5. žebrem vzadu vpravo a acromionem vpravo byl při aplikaci PB. Nejnižší byla hodnota rozdílu klidového dýchání po aplikaci PB. Při použití PB došlo ke zvětšení kraniálních pohybů hrudníku oproti klidovému dýchání o **9,5mm**. Hodnoty byly dobře hodnotitelné, pravidelné.
- Největší kraniální pohyb mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo byl rozdíl při aplikaci PB. Nejnižší hodnota byla při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení o cca **4,5mm**. Hodnoty byly dobře hodnotitelné, pravidelné.

Tabulka č. 3 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na předozadní ose Y mezi pravým acromionem a SIAS a dále mezi 12. hrudním obratlem a 12. žebrem vpravo, vpředu

Typ dýchání	ACR – SIAS (mm)	Co12 – Th12 (mm)
Klidový nádech	110,3	97,8
Klidový výdech	108,3	96,7
Rozdíl	2	1,1
Maximální nádech	nehodnoceno	100,2
Maximální výdech	nehodnoceno	95,3
Rozdíl	nehodnoceno	4,9
Nádech při PB	141,4	100,9
Výdech při PB	123,9	95,3
Rozdíl	17,5	5,6
Klidový nádech	118,3	95,6
Klidový výdech	116,3	93,9
Rozdíl	2	1,7
Maximální nádech	129,8	100,1
Maximální výdech	115,6	95,4
Rozdíl	13,8	4,7

Tabulka 3: Předozadní posun na ose Y mezi ACR a SIAS, Th12 a Co 12 (proband č. 1)

Z tabulky č. 3 lze vyjádřit následující:

- Předozadní pohyb mezi acromionem a SIAS vpravo byl největší při aplikaci PB. Nejmenší při klidovém dýchání bylo před i po aplikaci PB (výsledné hodnoty byly stejné). Maximální nádech a výdech, před aplikací PB nebyl možný vyčíst, protože původně ze 4 dechů vznikly pouze 2, kdy tyto spojené pohyby šly nejdříve ventrální směrem a poté dorzálním směrem (bohužel tyto hodnoty jsem nemohla zprůměrovat). Pohyby klidového dýchání jak před tak po aplikaci PB časově neodpovídaly dechovým pohybům, šlo spíše o minimální chvění v předozadní rovině. Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o 15,5mm. Pro nás však zajímavější je, zda vlivem PB dojde k větším dorzálním pohybům v oblasti trupu. Průměrná hodnota při klidovém nádechu je 110,3mm a průměrná hodnota nádechu při použití PB je 141,4mm. Vlivem PB se celý trup naklonil dozadu o cca **31,1mm**.

- Předozadní rozšíření mezi 12. hrudním obratlem a pravým 12. žebrem byl největší při použití PB. Nejmenší opět při klidovém dýchání před aplikací PB. Rozdíl mezi aplikací PB a klidovém dýchání činí **4,5mm**. Pohyby byly pravidelné a dobře hodnotitelné.

Proband č. 2

Je rekreačně sportující žena (24 let, 165cm, 65kg, BMI – 23,8). Je studentkou Fyzioterapie. 3x týdně vždy 1 hod chodí do posilovny, dále 2-3x týdně běhá vždy kolem 10km. Alergii žádnou nemá a dechovými obtížemi netrpí.

Subjektivní pocity při použití odporového dýchání pomocí přístroje PB při 2. st zátěže, byly vnímány jako mírně silové.

Tabulka č. 4 znázorňuje vzájemné vzdálenosti a laterální posun osy X 5. žebra, na zadní straně trupu, to samé mezi 12. žebrem, na přední straně trupu

Typ dýchání	Co 5 – Co 5 (mm)	Co12 – Co12 (mm)
Klidový nádech	92,3	224,8
Klidový výdech	90,2	216,1
Rozdíl	2,1	8,7
Maximální nádech	97,6	230,9
Maximální výdech	89,6	211,9
Rozdíl	8	19
Nádech při PB	95,4	231,2
Výdech při PB	89,8	215,8
Rozdíl	5,6	15,4
Klidový nádech	89,7	227,6
Klidový výdech	87,5	217,8
Rozdíl	2,2	9,8
Maximální nádech	93,3	228,5
Maximální výdech	87,2	214,4
Rozdíl	6,1	14,1

Tabulka 4: Vzdálenosti a laterální posun 5. a 12. žeber (proband č. 2)

Z tabulky č. 4 lze vyjádřit následující:

- Laterální rozšíření, mezi pravou a levou stranou, 5. žebra byl největší rozdíl patrný mezi maximálním nádechem a výdechem před aplikací PB a nejmenší mezi klidovým nádechem a výdechem před aplikací. Při použití PB došlo ke zvětšení laterálních pohybů hrudníku oproti klidovému dýchání o cca **3,5mm**. Pohyby byly pravidelné a dobře hodnotitelné.

- Největší laterální rozšíření v oblasti 12. žebra je při maximálním nádechu a výdechu před aplikací PB a nejmenší při klidovém dýchání před aplikací dechového manévru pomocí PB. Při použití PB došlo ke zvětšení laterálních pohybů hrudníku oproti klidovému dýchání o cca **6,7mm**. Hodnoty byly dobře viditelné, pravidelné. Hodnoty oproti 1. probandovi se od sebe významně liší, zde proband č. 2 více aktivuje spodní část trupu směrem laterálním. Pohyby byly pravidelné a dobře hodnotitelné, odpovídaly dechovým pohybům.

Tabulka č. 5 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na vertikální ose Z mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo a mezi 5. žebrem vzadu acromionem vpravo a dále vzdálenost mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo

Typ dýchání	Co 4 – ACR (mm)	Co 5 – ACR (mm)	Co12 – SIAS (mm)
Klidový nádech	nehodnoceno	60,6	87,9
Klidový výdech	nehodnoceno	58,1	83,8
Rozdíl	nehodnoceno	2,5	4,1
Maximální nádech	65,1	71,4	93,7
Maximální výdech	58,4	56,6	82,9
Rozdíl	6,7	14,8	10,8
Nádech při PB	75,2	76,3	93,5
Výdech při PB	67,5	62,6	81,6
Rozdíl	7,7	13,7	11,9
Klidový nádech	72,3	65,4	85,7
Klidový výdech	70	62,4	81,4
Rozdíl	2,3	3	4,3
Maximální nádech	68,8	81	92,4
Maximální výdech	62,4	61,8	81,2
Rozdíl	6,4	19,2	11,2

Tabulka 5: vzájemný pohyb na vertikální ose Z mezi Co 4 vpředu, Co 5 vzadu a ACR vpravo a mezi Co12 a SIAS vpravo (proband č. 2)

Z tabulky č. 5 lze vyjádřit následující:

- Kraniální pohyb mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo byl největší rozdíl při aplikaci PB. Nejnižší hodnota rozdílu byla při klidovém dýchání po aplikaci PB. Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o cca **5,4mm** (odečítala

jsem od rozdílu klidového dýchání po aplikaci PB). Klidové dýchání před aplikací časově neodpovídalo dechovým pohybům, šlo spíše o minimální chvění, které bylo pod hranicí přesnosti.

- Největší kraniální pohyb mezi 5. žebrem vzadu vpravo a acromionem vpravo byl mezi maximálním nádechem a výdechem po aplikaci PB. Nejnižší byla hodnota rozdílu při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení kraniálních pohybů hrudníku, oproti klidovému dýchání o **11,2mm**.

- Největší kraniální pohyb mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo byl při aplikaci PB. Nejnižší hodnota byla při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení o cca **7,8mm**. Hodnoty byly dobře hodnotitelné, pravidelné.

Následující tabulka č. 6 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na předozadní ose Y mezi pravým acromionem a SIAS a dále mezi 12. hrudním obratlem a 12. žebrem vpravo, vpředu

Typ dýchání	ACR – SIAS (mm)	Co12 – Th12 (mm)
Klidový nádech	nehodnoceno	170,9
Klidový výdech	nehodnoceno	164,6
Rozdíl	nehodnoceno	6,3
Maximální nádech	63,9	174,2
Maximální výdech	53,5	157,1
Rozdíl	10,4	17,1
Nádech při PB	68,4	175,7
Výdech při PB	57,6	159,2
Rozdíl	10,8	16,5
Klidový nádech	68,8	169,9
Klidový výdech	65,7	161,8
Rozdíl	3,1	8,1
Maximální nádech	nehodnoceno	172,1
Maximální výdech	nehodnoceno	155,2
Rozdíl	nehodnoceno	16,9

Tabulka 6: Předozadní posun na ose Y mezi ACR a SIAS, Th12 a Co 12 (proband č. 2)

Z tabulky č. 6 lze vyjádřit následující:

- Předozadní pohyb mezi acromionem a SIAS vpravo byl největší při aplikaci PB. Nejmenší při klidovém dýchání po aplikaci PB. Pohyby klidového dýchání před aplikací PB časově neodpovídaly dechovým pohybům, šlo spíše o minimální chvění v předozadní rovině, které bylo pod hranicí přesnosti. Málo kdy pohyby odpovídaly dechovým pohybům. Maximální nádech a výdech po aplikaci PB byl hodně nepravidelný, ale nebyl pod hranicí přesnosti. Rozdíl jsem hodnotila dle klidového rozdílu dýchání po aplikaci PB, který činil cca 7,7mm. Pro nás však zajímavější byla hodnota při klidovém nádechu před PB, která byla 68,8mm a průměrná hodnota nádechu při použití PB byla 68,4mm. Vlivem PB se celý trup téměř neposunul.
- Největší předozadní pohyb mezi 12. hrudním obratlem a pravým 12. žebrem byl při maximálním nádechu a výdechu před PB. Nejmenší při klidovém dýchání před aplikací PB. Rozdíl mezi aplikací PB a klidovém dýchání činí **10,2mm**. Došlo ke zvýšení hodnot, tím pádem k ventrálnímu pohybu spodní části trupu. Pohyby byly pravidelné a dobře hodnotitelné.

Proband č. 3

Je rekreačně sportující žena (věk 22 let, výška 167 cm, váha 55 kg, BMI – 19,7). Je studentkou oboru TVS. Sportuje nyní pouze ve škole – 2x týdně 45 min plavání, 1x týdně atletika (90 min), 1x týdně 60 min aqua fitness, 1x týdně 90 min volejbal. Dechové obtíže ji neprovázejí, má alergii na některé druhy ovoce, mák a pyl.

Subjektivní pocity při použití odporového dýchání pomocí přístroje PB při zátěži 2. st byly vnímány jako velmi silové.

Tabulka č. 7 znázorňuje vzájemné vzdálenosti a laterální posun osy X 5. žebra, to samé mezi 12. žebrem, na přední straně trupu

Typ dýchání	Co 5 – Co 5 (mm)	Co12 – Co12 (mm)
Klidový nádech	96,9	213,5
Klidový výdech	95,8	210,1
Rozdíl	1,1	3,4
Maximální nádech	104,3	222,2
Maximální výdech	97,9	206,1
Rozdíl	6,4	16,1
Nádech při PB	100,3	104,6
Výdech při PB	98,7	103,2
Rozdíl	1,6	1,4
Klidový nádech	101,8	215,6
Klidový výdech	100,2	211,6
Rozdíl	1,6	4
Maximální nádech	106,9	223,8
Maximální výdech	101,9	210,9
Rozdíl	5	12,9

Tabulka 7: Vzdálenosti a laterální posun 5. a 12. žeber (proband č. 3)

Z tabulky č. 7 lze vyjádřit následující:

- Laterální rozšíření mezi pravou a levou stranou 5. žebra byl patrný největší rozdíl mezi maximálním nádechem a výdechem před aplikací PB a nejmenší mezi klidovým nádechem a výdechem před aplikací. Při použití PB došlo ke zvětšení laterálních pohybů

hrudníku, oproti klidovému dýchání o cca **0,5mm** (velmi zanedbatelný rozdíl, téměř v této oblasti nedošlo k pohybům, pod hranici přesnosti). Hodnota rozdílu klidového dýchání po aplikaci PB byla stejná s rozdílem hodnot při aplikaci odporového dýchání pomocí PB.

- Největší laterální rozšíření 12. žebra je při maximálním nádechu a výdechu před aplikací PB a nejmenší při aplikaci PB. Při použití PB došlo ke **zmenšení** laterálních pohybů hrudníku, oproti klidovému dýchání o cca **2mm**. Hodnoty byly dobře viditelné.

- U tohoto probanda téměř nedocházelo v těchto oblastech k laterálnímu rozšíření
 Tabulka č. 8 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na vertikální ose Z mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo a mezi 5. žebrem vzadu acromionem vpravo a dále vzdálenost mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo

Typ dýchání	Co 4 – ACR (mm)	Co 5 – ACR (mm)	Co12 – SIAS (mm)
Klidový nádech	95,4	112,7	102,2
Klidový výdech	93,3	111,2	100,1
Rozdíl	2,1	1,5	2,1
Maximální nádech	97,1	127,9	111,3
Maximální výdech	86,3	105,9	97,9
Rozdíl	10,8	22	13,4
Nádech při PB	100	117,5	107,8
Výdech při PB	93,4	104,1	102,5
Rozdíl	6,6	13,4	5,3
Klidový nádech	92,7	104,3	105,3
Klidový výdech	91,2	102,5	103,2
Rozdíl	1,5	1,8	2,1
Maximální nádech	91,8	118,3	114,6
Maximální výdech	84,4	103,6	102,1
Rozdíl	7,4	14,7	12,5

Tabulka 8: vzájemný pohyb na vertikální ose Z mezi Co 4 vpředu, Co 5 vzadu a ACR vpravo a mezi Co12 a SIAS vpravo (proband č. 3)

Z tabulky č. 8 lze vyjádřit následující:

- Kraniální pohyb mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo byl největší rozdíl při maximálním nádechu a výdechu před aplikací PB. Nejnižší hodnota rozdílu byla

při klidovém dýchání po aplikaci PB. Při použití PB došlo ke zvětšení, oproti rozdílu klidového dýchání o cca **4,5mm**.

- Největší kraniální pohyb mezi 5. žebrem vzadu vpravo a acromionem vpravo byl mezi maximálním nádechem a výdechem před aplikací PB. Nejnižší byla hodnota rozdílu klidového dýchání před aplikací. Při použití PB došlo ke zvětšení kraniálních pohybů hrudníku, oproti klidovému dýchání o **11,9mm**.

- Největší kraniální pohyb mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo byl rozdíl mezi maximálním nádechem a výdechem před aplikací PB. Nejnižší hodnota byla při klidovém dýchání jak před tak po aplikaci PB (rozdíl byl stejný). Při použití PB došlo ke zvětšení o cca **3,2mm**. Hodnoty byly dobře hodnotitelné, pravidelné. U tohoto probanda převažují při použití PB pohyby ve vertikální ose Z.

Následující tabulka č. 9 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na předozadní ose Y mezi pravým acromionem a SIAS a dále mezi 12. hrudním obratlem a 12. žebrem vpravo, vpředu

Typ dýchání	ACR – SIAS (mm)	Co12 – Th12 (mm)
Klidový nádech	127,9	138,9
Klidový výdech	121,9	136,1
Rozdíl	5,9	2,8
Maximální nádech	124,3	141
Maximální výdech	116,9	132,1
Rozdíl	7,4	8,9
Nádech při PB	92,7	190
Výdech při PB	90,7	181,8
Rozdíl	1,9	8,2
Klidový nádech	108,8	139,9
Klidový výdech	103,6	137,1
Rozdíl	5,2	2,8
Maximální nádech	116,4	141,5
Maximální výdech	104,7	135
Rozdíl	11,7	6,5

Tabulka 9: Předozadní posun na ose Y mezi ACR a SIAS, Th12 a Co 12 (proband č. 3)

Z tabulky č. 9 lze vyjádřit následující:

- Předozadní pohyb mezi acromionem a SIAS vpravo byl největší při maximálním nádechu a výdechu po aplikaci PB. Nejmenší při aplikaci PB. Dechové pohyby při aplikaci PB, byly nepravidelné a neodpovídal dechovým pohybům (to samé i ostatní dechové pohyby při klidovém a maximální dýchání před a po aplikaci PB). Průměrná hodnota při klidovém nádechu před aplikací je 127,9 mm a průměrná hodnota nádechu při použití PB je 92,7mm. Vlivem PB došlo k náklonu **dopředu** o cca **35,2mm**.

- Předozadní pohyb mezi 12. hrudním obratlem a pravým 12. žebrem byl největší při maximálním nádechu a výdechu před PB, pouze o cca 0,7mm byla nižší hodnota rozdílu dechu při aplikaci PB. Nejnižší hodnota rozdílu byla při klidovém dýchání před a po aplikaci PB (hodnoty byly stejné). Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o **5,4mm**, tedy došlo k ventrálnímu posunu spodní části hrudníku. Pohyby klidového dýchání i maximálního dýchání jak před tak po aplikaci PB byly pravidelné a dobře hodnotitelné, pouze pohyby při použití PB byly mírně nepravidelné, ale ještě hodnotitelné.

Proband č. 4

Je rekreačně sportující žena (věk 22 let, 157cm, 60kg, BMI – 24,3). Je studentkou oboru TVS. Sportuje nyní pouze ve škole – 2x týdně 45 min plavání, 1x týdně atletika (90 min), 1x týdně 90 min volejbal. Dechové obtíže ji neprovázejí.

Subjektivní pocity při použití odporového dýchání pomocí přístroje PB při zátěži 2. st byly vnímány jako velmi silové. Poté si aplikaci pomocí PB vyzkoušela ještě jednou a její pocity se již zlepšily (hodnoty však byly podobné).

Následující tabulka č. 10 znázorňuje vzájemné vzdálenosti a laterální posun osy X 5. žebra, na zadní straně trupu, to samé mezi 12. žebrem, na přední straně trupu

Typ dýchání	Co 5 – Co 5 (mm)	Co12 – Co12 (mm)
Klidový nádech	144,5	210,8
Klidový výdech	140,8	206,2
Rozdíl	3,7	4,6
Maximální nádech	147,2	215
Maximální výdech	138,6	204,9
Rozdíl	8,6	10,1
Nádech při PB	132,1	203,2
Výdech při PB	128,9	197,1
Rozdíl	3,2	6,1
Klidový nádech	145,9	213,8
Klidový výdech	141,7	205,7
Rozdíl	4,2	8,1
Maximální nádech	148,4	215,4
Maximální výdech	137,4	200,3
Rozdíl	11	15,1

Tabulka 10: Vzdálenosti a laterální posun 5. a 12. žeber (proband č. 4)

Z tabulky č. 10 lze vyjádřit následující:

- Laterální rozšíření, mezi pravou a levou stranou, 5. žebra byl největší mezi maximálním nádechem a výdechem po aplikaci PB a nejmenší při aplikaci PB. Při použití PB došlo ke **zmenšení** laterálních pohybů hrudníku oproti klidovému dýchání o cca **0,5mm** (velmi zanedbatelný rozdíl). Hodnoty byly pravidelné, dobře hodnotitelné.

- Největší laterální pohyb 12. žebra je při maximálním nádechu a výdechu po aplikaci PB a nejmenší při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení laterálních pohybů hrudníku oproti klidovému dýchání o cca **1,5mm**. Hodnoty byly dobře viditelné, téměř pravidelné.

Následující tabulka č. 11 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na vertikální ose Z mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo a mezi 5. žebrem vzadu acromionem vpravo a dále vzdálenost mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo

Typ dýchání	Co 4 – ACR (mm)	Co 5 – ACR (mm)	Co12 – SIAS (mm)
Klidový nádech	57,1	52,4	103,7
Klidový výdech	54,1	47,2	101,1
Rozdíl	3	5,2	2,6
Maximální nádech	53,7	72,3	111,4
Maximální výdech	47,5	52,4	101,7
Rozdíl	6,2	19,9	9,7
Nádech při PB	51,7	71,5	104,8
Výdech při PB	42,7	59,7	102,3
Rozdíl	9	11,8	2,5
Klidový nádech	54,7	63,5	108,7
Klidový výdech	50,6	55,1	103,1
Rozdíl	4,1	8,4	5,6
Maximální nádech	53,1	79,9	116,2
Maximální výdech	48,6	55,9	104,7
Rozdíl	4,5	24	11,5

Tabulka 11: vzájemný pohyb na vertikální ose Z mezi Co 4 vpředu, Co 5 vzadu a ACR vpravo a mezi Co12 a SIAS vpravo (proband č. 4)

Z tabulky č. 11 lze vyjádřit následující:

- Kraniační pohyb mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo byl největší rozdíl při aplikaci PB. Nejnižší hodnota rozdílu byla při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o cca **6mm**. Hodnoty byly pravidelné a dobře hodnotitelné až na poslední měření (klidový a maximální dýchání po aplikaci PB, kdy tyto hodnoty byly nepravidelné, ale hodnotitelné).

- Největší kraniální pohyb mezi 5. žebrem vzadu vpravo a acromionem vpravo byl mezi maximálním nádechem a výdechem po aplikaci PB. Nejnižší byla hodnota rozdílu při klidovém dýchání před aplikací. Při použití PB došlo ke zvětšení kraniálních pohybů hrudníku, oproti klidovému dýchání o **6,6 mm**. Hodnoty byly pravidelné, dobře hodnotitelné.

- Největší kraniální pohyb mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo byl rozdíl mezi maximálním nádechem a výdechem po aplikaci PB. Nejnižší hodnota byla při aplikaci PB. Při použití PB došlo ke **zmenšení** o cca **0,1mm** (velmi zanedbatelný rozdíl). Hodnoty byly dobře hodnotitelné, pravidelné.

Tabulka č. 12 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na předozadní ose Y mezi pravým ACR a SIAS a dále mezi 12. hrudním obratlem a 12. žebrem vpravo, vpředu

Typ dýchání	ACR – SIAS (mm)	Co12 – Th12 (mm)
Klidový nádech	114,5	157,2
Klidový výdech	110,5	151,6
Rozdíl	4	5,6
Maximální nádech	127,6	164,5
Maximální výdech	118,6	151,7
Rozdíl	9	12,8
Nádech při PB	153,3	151,8
Výdech při PB	132,1	143,9
Rozdíl	21,2	7,9
Klidový nádech	127,7	159,7
Klidový výdech	115,8	151,6
Rozdíl	11,9	8,1
Maximální nádech	128,4	166,9
Maximální výdech	113,2	150,1
Rozdíl	15,2	16,8

Tabulka 12: Předozadní posun na ose Y mezi ACR a SIAS, Th12 a Co 12 (proband č. 4)

Z tabulky č. 12 lze vyjádřit následující:

- Předozadní pohyb mezi acromionem a SIAS vpravo byl největší při použití PB. Nejmenší při klidovém dýchání před aplikací PB, hodnoty nebyly příliš pravidelné (po aplikaci PB se rozdíl klidového dýchání výrazně zvýšil, dále byly hodnoty pravidelnější, odpovídaly dechovým pohybům). Při použití PB došlo ke zvětšení, oproti rozdílu klidového dýchání o cca 17,2mm. Pro nás však zajímavější je, zda vlivem PB dojde k větším dorzálním pohybům v oblasti trupu. Průměrná hodnota při klidovém nádechu před aplikací PB byla 114,5mm a průměrná hodnota nádechu při použití PB je 153,3mm. Vlivem PB se celý trup naklonil dozadu o cca **38,8mm**.
- Předozadní pohyb mezi 12. hrudním obratlem a pravým 12. žebrem byl největší při maximálním nádechu a výdechu po PB. Nejnižší hodnota rozdílu byla při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení, oproti rozdílu klidového dýchání o cca **2,3mm**, tedy k ventrálnímu posunutí spodní části žeber. Pohyby byly pravidelné a dobře hodnotitelné.

Proband č. 5

Je rekreačně sportující žena (22 let, 172cm, 57kg, BMI – 19,1). Je studentkou oboru TVS. 2-3x týdně plavání trvající většinou hodinu, dále běhá 2-3x týdně běhá, vždy okolo 12-15 km. Alergie nemá a žádnými dechovými obtížemi netrpí.

Subjektivní pocity při použití odporového dýchání pomocí přístroje PB při zátěži 2. st byly vnímány jako velmi silové

Tabulka č. 13 znázorňuje vzájemné vzdálenosti a laterální posun osy X 5. žebra, na přední straně trupu, to samé mezi 12. žebrem, na přední straně trupu

Typ dýchání	Co 5 – Co 5 (mm)	Co12 – Co12 (mm)
Klidový nádech	79,3	nehodnoceno
Klidový výdech	77	nehodnoceno
Rozdíl	2,3	nehodnoceno
Maximální nádech	83,5	192,1
Maximální výdech	78	170,7
Rozdíl	5,5	21,4
Nádech při PB	80,6	188,8
Výdech při PB	76,7	180,7
Rozdíl	3,9	8,1
Klidový nádech	82,2	nehodnoceno
Klidový výdech	78,5	nehodnoceno
Rozdíl	3,7	nehodnoceno
Maximální nádech	86,3	190,7
Maximální výdech	78,6	175,8
Rozdíl	7,7	14,9

Tabulka 13: Vzdálenosti a laterální posun 5. a 12. žeber (proband č. 5)

Z tabulky č. 13 lze vyjádřit následující:

- Laterální rozšíření, mezi pravou a levou stranou, 5. žebra byl patrný největší rozdíl mezi maximálním nádechem a výdechem po aplikaci PB a nejmenší při klidovém dýchání před aplikací. Hodnoty byly pravidelné a dobře hodnotitelné. Při použití PB došlo ke zvětšení laterálních pohybů hrudníku oproti klidovému dýchání o cca **1,6mm**.

- Klidového hodnoty při klidovém dýchání před a po aplikaci PB byly nepravidelné nehodnotitelné, proto se s dalšími parametry nedaly porovnat.

Tabulka č. 14 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na vertikální ose Z mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo a mezi 5. žebrem vzadu acromionem vpravo a dále mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo

Typ dýchání	Co 4 – ACR (mm)	Co 5 – ACR (mm)	Co12 – SIAS (mm)
Klidový nádech	69,7	78,8	93,9
Klidový výdech	66,9	76,6	89,2
Rozdíl	2,8	2,2	4,7
Maximální nádech	69,2	83,9	97,3
Maximální výdech	63,4	78,1	90,3
Rozdíl	5,8	5,8	7
Nádech při PB	84,6	73,2	88,5
Výdech při PB	78,5	65,7	85
Rozdíl	6,1	7,5	3,5
Klidový nádech	78,8	70,6	90,4
Klidový výdech	74,1	67,6	86,3
Rozdíl	4,7	3	4,1
Maximální nádech	78,4	78,2	91,5
Maximální výdech	71,9	66,9	85,9
Rozdíl	6,5	11,3	5,6

Tabulka 14: vzájemný pohyb na vertikální ose Z mezi Co 4 vpředu, Co 5 vzadu a ACR vpravo a mezi Co12 a SIAS vpravo (proband č. 5)

Z tabulky č. 14 lze vyjádřit následující:

- Kraniální pohyb mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo byl největší rozdíl mezi maximálním nádechem a výdechem po aplikaci PB. Nejnižší hodnota rozdílu byla při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o cca **3,3mm**. Hodnoty pohybů klidového i maximálního dýchání jak před tak po aplikaci PB byly nepravidelné.
- Největší kraniální pohyb mezi 5. žebrem vzadu vpravo a acromionem vpravo je mezi maximálním nádechem a výdechem po aplikaci PB. Nejnižší byla hodnota rozdílu při klidovém dýchání před aplikací. Při použití PB došlo ke zvětšení kraniálních pohybů

hrudníku, oproti klidovému dýchání o **5,3mm**. Hodnoty pohybů klidového i maximálního dýchání jak před tak po aplikaci PB byly mírně nepravidelné.

- Největší kraniální pohyb mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo byl rozdíl mezi maximálním nádechem a výdechem před aplikací PB. Nejnižší hodnota byla při aplikaci PB. Při použití PB došlo ke **zmenšení** o cca **1,2mm**. Hodnoty byly dobře hodnotitelné, pravidelné.

Tabulka č. 15 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na předozadní ose Y mezi pravým ACR a SIAS a dále mezi 12. hrudním obratlem a 12. žebrem vpravo, vpředu

Typ dýchání	ACR – SIAS (mm)	Co12 – Th12 (mm)
Klidový nádech	118,2	153,6
Klidový výdech	114,4	147,8
Rozdíl	3,8	5,8
Maximální nádech	115,4	158,7
Maximální výdech	108,6	149,9
Rozdíl	6,8	8,8
Nádech při PB	83,1	148,5
Výdech při PB	75,9	142,3
Rozdíl	7,2	6,2
Klidový nádech	nehodnoceno	164,8
Klidový výdech	nehodnoceno	157,1
Rozdíl	nehodnoceno	7,7
Maximální nádech	94,2	165,2
Maximální výdech	81,1	157,1
Rozdíl	13,1	8,1

Tabulka 15: Předozadní posun na ose Y mezi ACR a SIAS, Th12 a Co 12 (proband č. 5)

Z tabulky č. 15 lze vyjádřit následující:

- Předozadní pohyb mezi acromionem a SIAS vpravo byl největší rozdíl při maximálním nádechu a výdechu po aplikaci PB. Nejmenší při klidovém dýchání před aplikací PB, hodnoty nebyly pravidelné (pohyby klidového a maximálního dýchání neodpovídaly pohybům hrudníku). Hodnoty pohybů klidového dýchání po aplikaci PB byly příliš nepravidelné, nehodnotitelné. Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o cca 3,4mm (tyto hodnoty odpovídaly dechovým pohybům).

Průměrná hodnota při klidovém nádechu před aplikací byla 118,2mm a průměrná hodnota nádechu při použití PB byla 83,1mm. Vlivem PB došlo k náklonu **dopředu** o cca **35,1mm** - Předozadní pohyb mezi 12. hrudním obratlem a pravým 12. žebrem byl největší při maximálním nádechu a výdechu před PB. Nejnižší hodnota rozdílu byla při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o cca **0,4mm** (minimální změna). Vlivem PB se pohyby spodní části hrudníku téměř neposunuly. Pohyby byly viditelné a pravidelné.

Proband č. 6

Je rekreačně sportující žena (23 let, 172cm, 62kg, BMI – 20,8). Je studentkou oboru Fyzioterapie. Sportování je mírně nepravidelné, 1-2x týdně 30min cvičení na power plate, 1x týdně 1 hod spinning nebo badminton, 1x týdně hodinu jógy, 2x týdně 1 hod kardio cvičení ve fitcentru. Alergie má na trávu a pelyněk. Dechové obtíže ji neprovází.

Subjektivní pocity při použití odporového dýchání pomocí přístroje PB při zátěži 2. st byly vnímány jako mírně silový

Tabulka č. 16 znázorňuje vzájemné vzdálenosti a laterální posun osy X 5. žebra, na přední straně trupu. To samé mezi 12. žebrem, na přední straně trupu

Typ dýchání	Co 5 – Co 5 (mm)	Co12 – Co12 (mm)
Klidový nádech	84,8	69,9
Klidový výdech	82,9	67,4
Rozdíl	1,8	2,5
Maximální nádech	90,5	71,2
Maximální výdech	81,8	66,8
Rozdíl	8,6	4,4
Nádech při PB	93,3	71,9
Výdech při PB	89,6	67,2
Rozdíl	3,7	4,8
Klidový nádech	86,8	70,3
Klidový výdech	85,3	67,7
Rozdíl	1,6	2,6
Maximální nádech	92,1	72,7
Maximální výdech	85,8	69,2
Rozdíl	6,3	3,5

Tabulka 16: Vzdálenosti a laterální posun 5. a 12. žeber (proband č. 6)

Z tabulky č. 16 lze vyjádřit následující:

- Laterální rozšíření, mezi pravou a levou stranu, 5. žebra byl patrný největší rozdíl mezi maximálním nádechem a výdechem před aplikaci PB a nejmenší při klidovém

dýchání po aplikaci PB. Při použití PB došlo ke zvětšení laterálních pohybů hrudníku, oproti klidovému dýchání o cca **1,9mm**. Hodnoty byly pravidelné a dobře hodnotitelné.

- Největší laterální rozšíření 12. žebra je rozdíl hodnot při aplikaci dechového manévru pomocí PB a nejmenší při klidovém dýchání před aplikací. Při použití PB došlo ke zvětšení laterálních pohybů o cca **2mm**. Hodnoty se trochu hůře vyhodnocovaly, při klidovém dýchání před aplikací PB došlo k vynechání dechových pohybů, nejspíše při měření muselo dojít k zastínění markeru, vynechání bylo ke konci klidového dýchání. Zachovaný zbytek při klidovém dýchání byl téměř pravidelný, dobře hodnotitelný. Při aplikaci PB došlo také k vynechání hodnot a to také na konci měřeného manévru. Klidový nádech a výdech byl po aplikaci PB pravidelný, dobře hodnotitelný, už nedošlo k vynechání dechových pohybů.

Tabulka č. 17 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na vertikální ose Z mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo a mezi 5. žebrem vzadu acromionem vpravo, dále vzdálenost mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo

Typ dýchání	Co 4 – ACR (mm)	Co 5 – ACR (mm)	Co12 – SIAS (mm)
Klidový nádech	75,2	91,4	108,8
Klidový výdech	73,2	89,4	107,4
Rozdíl	2	2	1,4
Maximální nádech	76,5	95	112,8
Maximální výdech	65,7	87,7	108,3
Rozdíl	10,8	7,3	4,5
Nádech při PB	89,4	86,4	101,3
Výdech při PB	83,9	80,3	99,3
Rozdíl	5,5	6,1	2
Klidový nádech	79,6	81,3	105,9
Klidový výdech	76,6	79,9	104,3
Rozdíl	3	1,4	1,6
Maximální nádech	82,7	85,1	108,1
Maximální výdech	73,2	77,6	104
Rozdíl	9,5	7,5	4,1

Tabulka 17: vzájemný pohyb na vertikální ose Z mezi Co 4 vpředu, Co 5 vzadu a ACR vpravo a mezi Co12 a SIAS vpravo (proband č. 6)

Z tabulky č. 17 lze vyjádřit následující:

- Kraniální pohyb mezi 4. žebrem vpředu a acromionem vpravo byl největší rozdíl mezi maximálním nádechem a výdechem před aplikací PB. Nejnižší hodnota rozdílu byla při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o cca **3,5mm**. Hodnoty byly pravidelné, dobře hodnotitelné.

- Největší kraniální pohyb mezi 5. žebrem vzadu vpravo a acromionem vpravo byl při maximálním nádechu a výdechu po aplikaci PB. Nejnižší byla hodnota rozdílu při klidovém dýchání po aplikaci. Při použití PB došlo ke zvětšení kraniálních pohybů hrudníku oproti klidovému dýchání o **4,2mm**.

- Největší kraniální pohyb mezi 12. žebrem vpředu vpravo a SIAS vpravo byl rozdíl mezi maximálním nádechem a výdechem před aplikací PB, nejnižší při klidovém dýchání před aplikací PB. Dechové pohyby při aplikaci PB byly zpočátku nepravidelné, ale poté došlo ke zlepšení. Při použití PB došlo ke zvětšení o cca **0,6mm** (zanedbatelný rozdíl). Zbytek byl dobře viditelný, hodnotitelný.

Tabulka č. 18 vykazuje vzájemnou vzdálenost a posun na předozadní ose Y mezi pravým ACR a SIAS a dále mezi 12. hrudním obratlem a 12. žebrem vpravo, vpředu

Typ dýchání	ACR – SIAS (mm)	Co12 – Th12 (mm)
Klidový nádech	98	179,7
Klidový výdech	95,8	175,6
Rozdíl	2,2	4,1
Maximální nádech	100,5	180,5
Maximální výdech	92,	171,1
Rozdíl	7,7	9,4
Nádech při PB	95,4	175,7
Výdech při PB	88	170,9
Rozdíl	7,4	4,8
Klidový nádech	102	176,9
Klidový výdech	99,3	171,2
Rozdíl	2,7	5,7
Maximální nádech	93,8	182,1
Maximální výdech	83,7	169,4
Rozdíl	10,1	12,7

Tabulka 18: Předozadní posun na ose Y mezi ACR a SIAS, Th12 a Co 12 (proband č. 6)

Z tabulky č. 18 lze vyjádřit následující:

- Předozadní pohyb mezi acromionem a SIAS vpravo byl největší rozdíl při maximálním nádechu a výdechu po aplikaci PB. Nejmenší při klidovém dýchání před aplikací PB. Hodnoty pohybů klidového dýchání před a po aplikaci PB byly trochu nepravidelné

a neodpovídaly dechovým pohybům. Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o cca 5,2mm (tyto hodnoty odpovídaly dechovým pohybům trupu). Pro nás však zajímavější je, zda vlivem PB dojde k větším dorzálním pohybům v oblasti trupu. Průměrná hodnota při klidovém nádechu před aplikací PB byla 98mm a průměrná hodnota nádechu při použití PB je 95,4mm. Vlivem PB se celý trup naklonil **dopředu** o cca **2,6mm**.

- Předozadní pohyb mezi 12. hrudním obratlem a pravým 12. žebrem byl největší při maximálním nádechu a výdechu po aplikaci PB. Nejnižší hodnota rozdílu byla při klidovém dýchání před aplikací PB. Při použití PB došlo ke zvětšení oproti rozdílu klidového dýchání o cca **0,7mm** (téměř zanedbatelný pohyb). Pohyby byly pravidelné a dobře hodnotitelné.

4. 1 Souhrnné zhodnocení

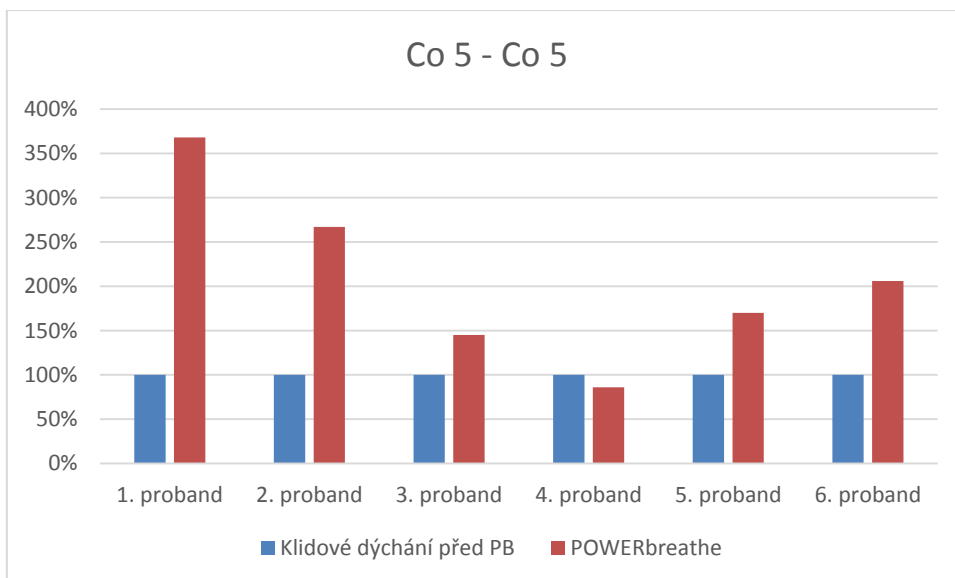
U procentuálního zhodnocení nás zajímalo, jak se změny dechové parametry (klidového a maximálního nádechu a výdechu) po aplikaci PB. Dále nás zajímalo, jak se změny dechové parametry v průběhu nebo během aplikace přístroje POWERbreathe, oproti klidovému dýchání. Vycházeli jsme z toho, že klidové dýchání před aplikací PB je 100% a podle toho jsme porovnávali jednotlivá data. V ojedinělých případech z důvodu nehodnotitelných výsledných dat klidového dýchání před aplikací PB jsme museli použít hodnoty klidového dýchání po aplikaci. Tyto hodnoty se výrazně nelišily. Zajímavé změny byly zaznamenány v grafech.

Tabulka č 19 vykazuje procentuální hodnoty laterálního rozšíření hrudníku v oblasti Co 5, vzadu – osa X

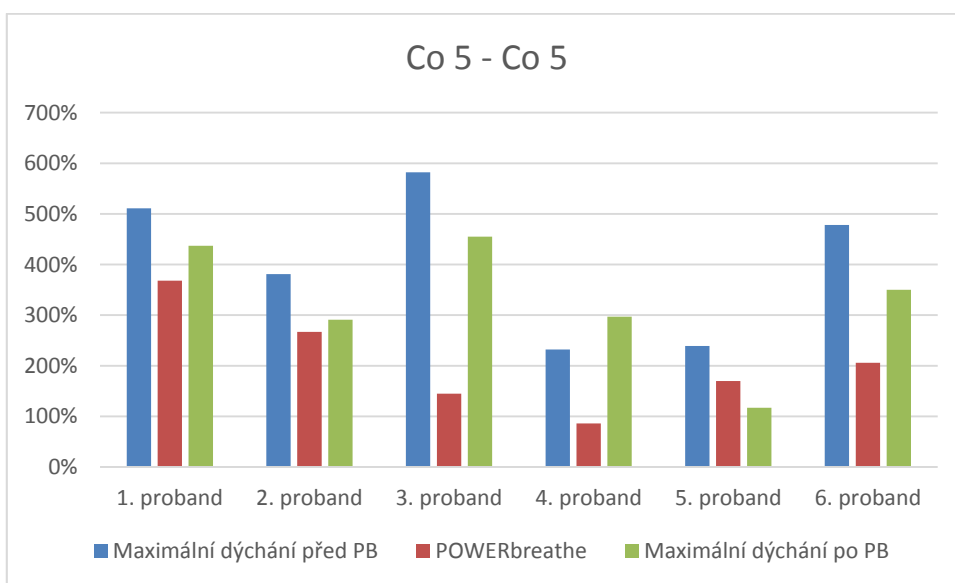
Typ dýchání	1. proband	2. proband	3. proband	4. proband	5. proband	6. proband
Klidové dýchání před PB	100%	100%	100%	100%	100%	100%
Maximální dýchání před PB	511%	381%	582%	232%	239%	478%
POWERbreathe	368%	267%	145%	86%	170%	206%
Klidové dýchání po PB	110%	105%	145%	114%	161%	89%
Maximální dýchání po PB	437%	291%	455%	297%	117%	350%

Tabulka 19: Tabulka v procentech - laterální rozšíření Co 5

U probanda č. 4 při aplikaci PB se rozdíl oproti rozdílu klidovému dýchání zmenšil. Klidové dýchání po aplikaci PB se u všech zvýšil. Hodnoty maximálního dýchání před aplikací byly větší než po aplikaci PB. Největší hodnoty aplikace PB byly u 1. a 2. probanda (viz graf 1). Téměř u všech probandů hodnoty maximálního dýchání jak před, tak po aplikaci PB převažovaly, pouze u 5. probanda při maximálním dýchání po aplikaci se hodnoty zmenšily. Výsledné hodnoty maximálního dýchání od PB se příliš nelišily u 1. a 2. probanda (viz graf 2).



Graf 1: Zhodnocení rozdílu rozšíření horní části hrudníku při klidovému dýchání před PB a při POWERbreathe (Co 5 – Co 5)



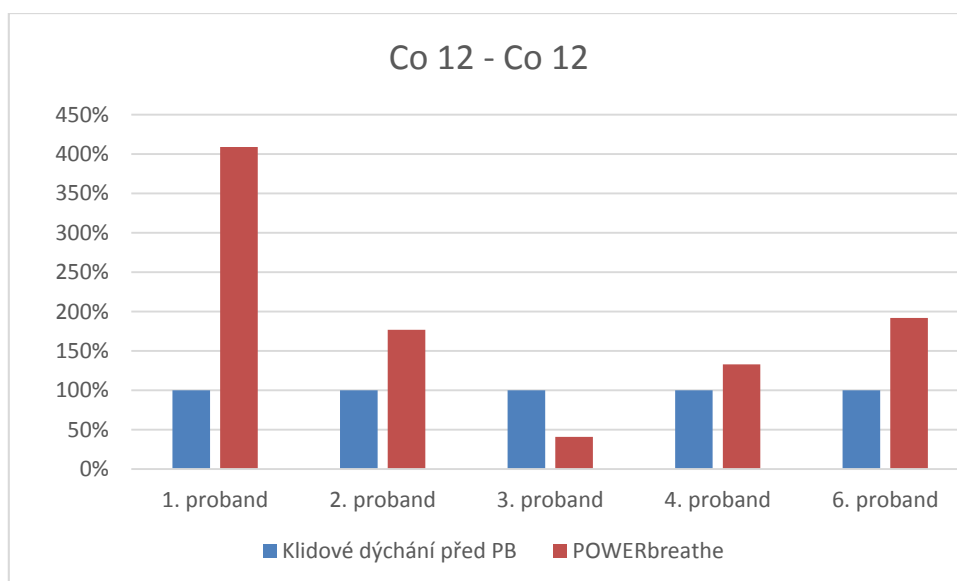
Graf 2: Zhodnocení rozdílu maximálního dýchání před a po POWERbreathe a situace během aplikace POWERbreathe (Co 5 – Co 5)

Tabulka č. 20 vykazuje procentuální hodnoty laterálního rozšíření hrudníku v oblasti Co 12, vpředu – osa X

Typ dýchání	1. proband	2. proband	3. proband	4. proband	5. proband	6. proband
Klidové dýchání před PB	100%	100%	100%	100%	nehodnoceno	100%
Maximální dýchání před PB	303%	218%	474%	220%	nehodnoceno	176%
POWERbreathe	409%	177%	41%	133%	nehodnoceno	192%
Klidové dýchání po PB	163%	113%	110%	176%	nehodnoceno	104%
Maximální dýchání po PB	285%	162%	379%	328%	nehodnoceno	140%

Tabulka 20: Tabulka v procentech - laterální rozšíření Co 12

Klidové dýchání bylo u 5. probanda nehodnotitelné, proto se dále procenta nemohly vypočítat. Hodnoty klidového dýchání po aplikaci se u všech probandů zvýšilo oproti před aplikací. Hodnoty maximálního dýchání po aplikaci PB se téměř u všech probandů snížily, oproti maximálnímu dýchání před aplikací. U probanda č. 3 se rozdíl při aplikaci PB oproti rozdílu klidovému dýchání zmenšil (viz graf 3).



Graf 3: Zhodnocení rozdílu vzhledem ke klidovému dýchání před PB oproti během aplikace PB (Co 12)

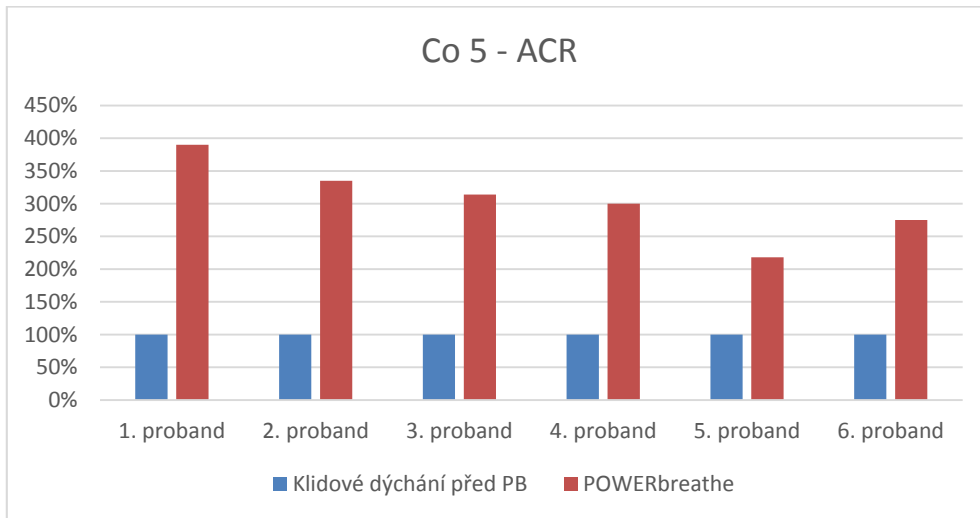
Tabulka č. 21 vykazuje procentuální hodnoty kraniokaudální vzdálenosti Co 5 (vzadu) – ACR na vertikální ose Z

Typ dýchání	1. proband	2. proband	3. proband	4. proband	5. proband	6. proband
Klidové dýchání před PB	100%	nehodnoceno	100%	100%	100%	100%
Maximální dýchání před PB	333%	291%	514%	207%	207%	540%
POWERbreathe	390%	335%	314%	300%	218%	275%
Klidové dýchání po PB	148%	100%	58%	137%	168%	150%
Maximální dýchání po PB	574%	278%	352%	150%	232%	475%

Tabulka 21: Tabulka v procentech - kraniálnikaudální vzdálenost Co 5 – ACR

Hodnoty klidového dýchání po aplikaci PB byly větší, pouze u 3. probanda došlo ke snížení a 2. probanda byly hodnoty stejné. Hodnoty maximálního dýchání po aplikaci PB byly u všech probandů nižší. U 2. probanda jsme vycházeli z hodnot klidového dýchání po aplikaci PB. U 3. probanda se hodnoty klid. a max. dýchání po PB výrazně

snížily oproti hodnotám před aplikací. Rozdíl při aplikaci PB oproti rozdílu klidovému dýchání se u všech zvýšil (viz graf 4).



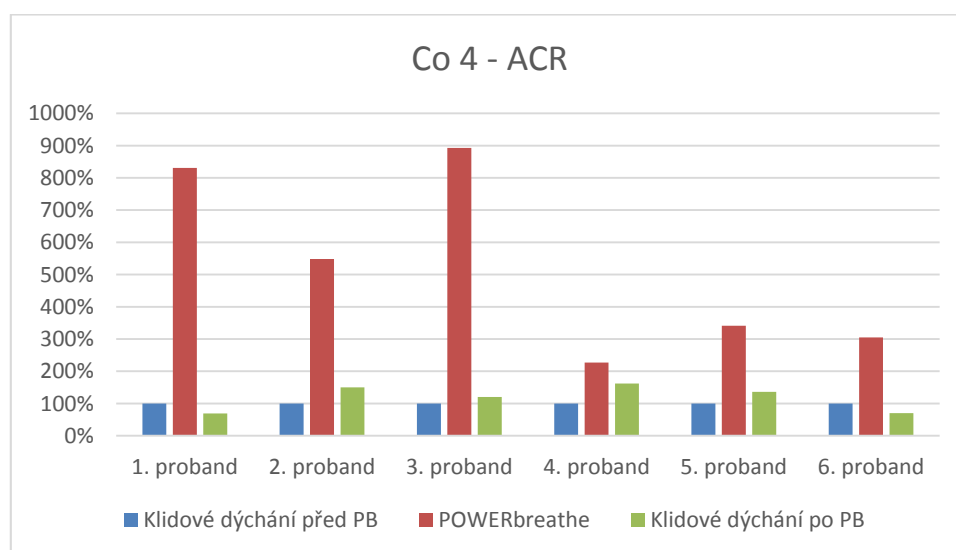
Graf 4: Zhodnocení rozdílu vzhledem ke klidovému dýchání před PB a během aplikace PB (Co 5 - ACR)

Tabulka č. 22 vykazuje procentuální hodnoty kraniokaudální vzdálenosti Co 4 (vpředu) – ACR na vertikální ose Z

Typ dýchání	1. proband	2. proband	3. proband	4. proband	5. proband	6. proband
Klidové dýchání před PB	100%	100%	100%	100%	100%	100%
Maximální dýchání před PB	746%	592%	1466%	383%	264%	365%
POWERbreathe	831%	548%	893%	227%	341%	305%
Klidové dýchání po PB	69%	150%	120%	162%	136%	70%
Maximální dýchání po PB	800%	768%	980%	462%	514%	375%

Tabulka 22: Tabulka v procentech – kraniokaudální vzdálenost Co 4 – ACR

Rozdíl při aplikaci PB oproti rozdílu klidového dýchání se u všech zvýšil. Po aplikaci PB se rozdíl maximálního dýchání u všech snížil. Po aplikaci PB se rozdíl klidového dýchání téměř u všech zvýšil (až na probanda č. 1 a 6) (viz graf 5).



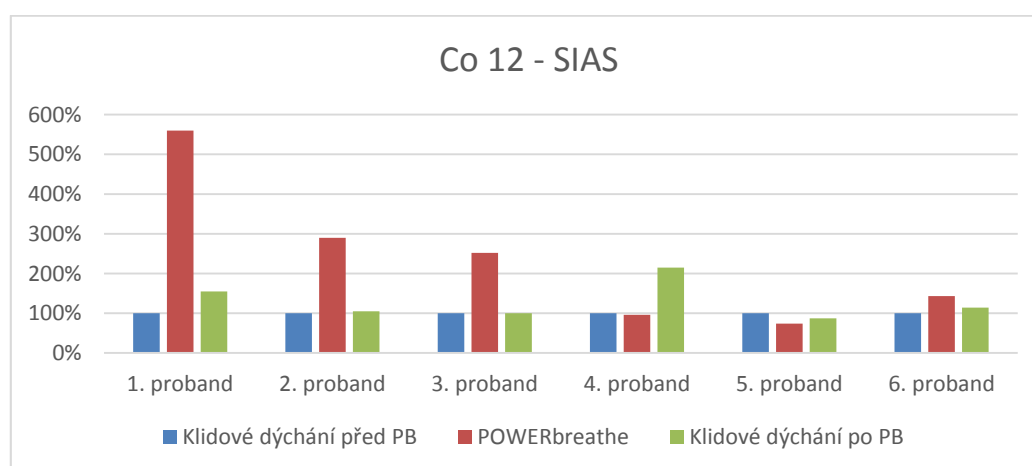
Graf 5: Zhodnocení rozdílu vzhledem klidovému dýchání s POWERbreathe (Co 4 – ACR)

Tabulka č. 23 vykazuje procentuální hodnoty kraniokaudální vzdálenosti Co 12 (vpředu) – SIAS na vertikální ose Z

Typ dýchání	1. proband	2. proband	3. proband	4. proband	5. proband	6. proband
Klidové dýchání před PB	100%	100%	100%	100%	100%	100%
Maximální dýchání před PB	445%	263%	638%	373%	149%	321%
POWERbreathe	560%	290%	252%	96%	74%	143%
Klidové dýchání po PB	155%	105%	100%	215%	87%	114%
Maximální dýchání po PB	427%	273%	595%	442%	119%	293%

Tabulka 23: Tabulka v procentech – kraniokaudální vzdálenost Co 12 – SIAS

U probanda č. 4 a 5. se rozdíl při aplikaci PB oproti rozdílu klidovému dýchání zmenšil. Po aplikaci PB se rozdíl klidového dýchání téměř u všech zvýšil (až na probanda č. 5). Po aplikaci PB se rozdíl maximálního dýchání u všech snížil (viz graf 6).



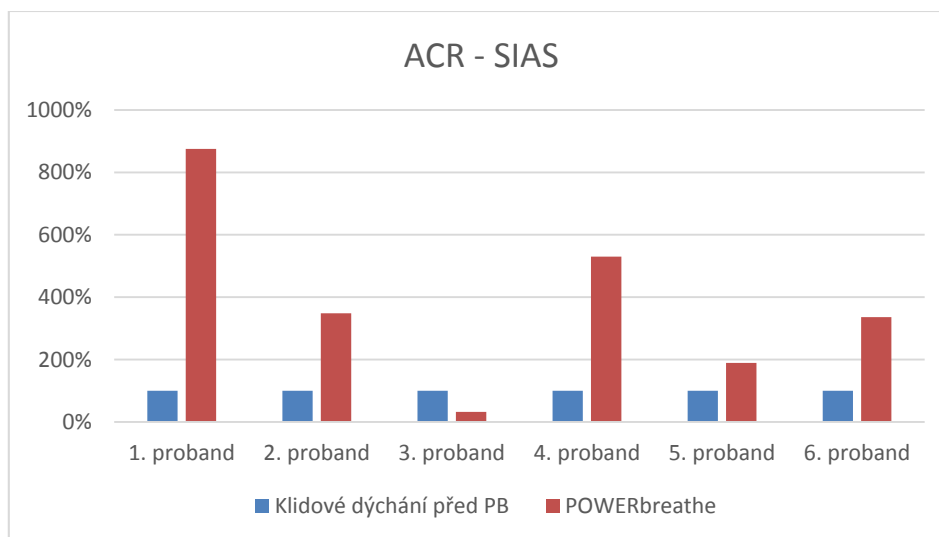
Graf 6: Zhodnocení rozdílu vzhledem ke klidovému dýchání před a po PB oproti s PB (Co 12 - SIAS)

Tabulka č. 24 vykazuje procentuální hodnoty předozadního posunu ACR – SIAS – osa Y

Typ dýchání	1. proband	2. proband	3. proband	4. proband	5. proband	6. proband
Klidové dýchání před PB	100%	nehodnoceno	100%	100%	100%	100%
Maximální dýchání před PB	nehodnoceno	335%	125%	225%	179%	350%
POWERbreathe	875%	348%	32%	530%	189%	336%
Klidové dýchání po PB	100%	100%	88%	298%	nehodnoceno	123%
Maximální dýchání po PB	675%	nehodnoceno	198%	380%	345%	459%

Tabulka 24: Tabulka v procentech - předozadní posun ACR – SIAS

U probanda č. 3 se rozdíl při aplikaci PB oproti rozdílu klidovému dýchání zmenšil. Rozdíly maximálního dýchání po aplikaci PB byly téměř u všech větší. U 2. probanda jsme vycházeli z hodnot klidového dýchání po aplikaci PB (viz graf 7).



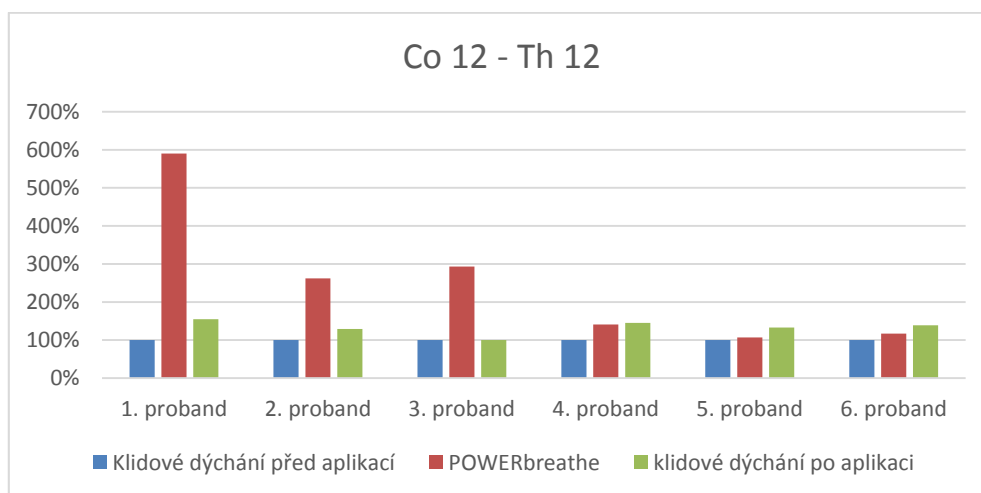
Graf 7: Zhodnocení rozdílu vzhledem ke klidovému dýchání před PB oproti PB (ACR - SIAS)

Tabulka č. 25 vykazuje procentuální hodnoty předozadního posunu Co 12 (vpředu) – Th12 - osa Y

Typ dýchání	1. proband	2. proband	3. proband	4. proband	5. proband	6. proband
Klidové dýchání před PB	100%	100%	100%	100%	100%	100%
Maximální dýchání před PB	446%	271%	318%	229%	152%	204%
POWERbreathe	590%	262%	293%	141%	107%	117%
Klidové dýchání po PB	155%	129%	100%	145%	133%	139%
Maximální dýchání po PB	427%	268%	232%	300%	140%	310%

Tabulka 25: Tabulka v procentech - předozadní posun Co 12 - Th12

Rozdíl při aplikaci PB oproti rozdílu klidovému dýchání se u všech zvýšil. Rozdíl maximálního dýchání po aplikaci PB se oproti klidovému dýchání téměř u všech zmenšil. Po aplikaci PB se rozdíl klidového dýchání téměř u všech zvýšil (až na probanda č. 3, zde byl rozdíl stejný) (viz graf 8).



Graf 8: Zhodnocení rozdílu vzhledem ke klidovému dýchání před a po PB oproti při PB (Co12 - Th12)

5 Diskuze

Hlavním cílem diplomové práce bylo zjištění tvarových změn v oblasti trupu vlivem aplikace nádechového odporu pomocí přístroje POWERbreathe. Hodnotilo se, jakým způsobem se liší z pohledu kinematiky pohyb v oblasti trupu ve směru latero-laterálním, kraniokaudálním, ventrodorzálním. Většina dosud publikovaných studií se zabývala tréninkem inspiračního svalstva, kdy se hlavně vycházelo z hodnot maximálního inspiračního tlaku (Romer a McCKonnell, 2003; Lomax, Grant et al 2011; Chiappo et al, 2008; Beckerman, Magandle, 2005) a z výsledků spirometrie (Janoušek, 2014).

Měření se zúčastnilo 6 zdravých probandů, tito probandi byli vybráni do experimentu podle předem daných podmínek. Byly to ženy, studentky FTVS (3 oboru Fyzioterapie, 3 oboru TVS), téměř stejná věková kategorie ($22,8 \pm 0,9$ roku), absence akutních či chronických onemocnění dýchacích cest a akutních bolestí v oblasti pohybového aparátu. Žádný z probandů si aplikaci pomocí POWERbreathe předem nevyzkoušel. Pouze každému den předtím byla mnou předvedena praktická ukázka. Před samotným měřením byl každý proband informován a byly mu přiděleny přesné pokyny. Následně byly nalepeny markery jednotlivému probandovi a posléze byl každý proband nastaven do výchozího postavení.

Analyzovány byly kinematické parametry trupu při klidovém dýchání (trvajícím 50s), maximálním dýcháním (3 – 4 nádechy a výdechy). Poté si proband vyzkoušel dechový manévr pomocí POWERbreathe (ze začátku na nečisto – nejčastěji 3 – 6 aplikací). Poté až byl proband připravený, začalo měření pomocí přístroje po dobu 3 – 10 nádechů. Po aplikaci odporového dýchání následovalo klidové dýchání a maximální nádech a výdech (stejně jako na začátku). Klidové dýchání bylo zvoleno referenční hodnotou. Během POWERbreathe jsem aplikaci u jednotlivých probandů neopravovala. Prahová hodnota zátěže byla stanovena postupným zkoušením různých zatížení a aspekčním vyhodnocováním kvality pozice (výsledná hodnota nakonec byla u všech na st. 2).

V rámci plnění úkolů této práce byl proveden experiment s využitím 3D kinematické analýzy pohybu pomocí systému Qualysis. K splnění cíle práce byla určena

otázka: Jak se liší klidové dýchání, maximální nádech a výdech bez a s použitím POWERbreathe? K zodpovězení této otázky bylo zformulováno 5 hypotéz.

Hypotéza č. 1: Předpokládám, že pomocí 3D-kinematické analýzy pohybu – Qualysis budeme moci určit dechové pohyby jak při klidovém dýchání tak při dýchání proti odporu pomocí POWERbreathe. Na základě výsledků „Studie 3D kinematické analýzy pohybu – Qualysis“ můžeme říci, že umožňuje měřit změnu dechových pohybů.

První hypotéza se potvrdila, systém Qualysis je schopen zaznamenat velké množství parametrů, použily jsme vzájemnou vzdálenost markerů. Umožňuje zaznamenat pohyblivost a tvarové změny trupu. V systému Qualisys vždy nedošlo ke snímání markerů po celou dobu měření. Naštěstí nedošlo k zakrytí určitých markerů po celou dobu měření, vždy se jednalo o stínění trvajících pár vteřin. Výsledná hodnota vzájemné vzdálenosti markerů byla v mm. Přesnost dovolila hodnotit opravdu miniaturní pohyby (přesnost měření byla při kalibraci přístroje stanovena na 0,65mm – tedy změny vyšší než 1mm jsme považovaly za významné), kdy pomocí záznamu 3D kinematické analýzy – Qualysis, zpracování v Qualisys Track Manageru a následného vyhodnocení v MS Excelu jsme dostali určení dechových pohybů. Určení dechových pohybů bylo velmi časově náročné. Setkali jsme se s individuálním charakterem v rámci jedince. Bylo důležité napřed data seřadit, označit a poté zpracovat do jednotlivých grafů. Čumpelík (2006) ve své disertační práci využil fotogrammetrické měření, kdy na základě výsledků došlo k změně dechových pohybů. V této práci rozdělil dýchání do 3 skupin (bucket handle, abdominal, pump handle), kdy změny dýchání byly v závislosti na držení těla (rozložení váhy těla na nožní klenbu). Dále v této práci se hodnotilo pomocí magnetické rezonance, kdy se ukázala vzájemná provázanost změn držení těla a dýchání. Poznatky, ke kterým dospěli ve „studii magnetické rezonance bránice“ byly, že dechová cvičení musí vycházet ze zajištěné výchozí polohy (svalovou souhru jak trupu, tak i horních a dolních končetin). Bez dobré posturální opory nemá změna dýchání dlouhý účinek.

Hypotéza č. 2: Předpokládám, že při použití POWERbreathe dojde oproti klidovému dýchání k většímu laterálnímu pohybu žeber.

Při aplikaci PB došlo oproti klidovému dýchání u většiny ke zvýšení laterálního rozšíření žeber. Laterální rozšíření žeber jsme měřili v oblasti 5. žebra vzadu a 12 žebra

vpředu. U našich probandů při aplikaci PB bylo průměrné laterální rozšíření hrudníku v oblasti 5. žebra zvětšeno o 2mm. U 3. a 4. probanda bylo zvětšení minimální (spíše zanedbatelné). Dále průměrné laterální rozšíření hrudníku v oblasti 12. žebra bylo zvětšeno o 3,12mm. Tato průměrná hodnota se dala zprůměrovat pouze u 5 probandů (u 5. probanda parametry klidového dýchání byly nehodnotitelné. Hypotéza č. 2 se potvrdila. Při aplikaci PB dochází k laterálním pohybům, díky této aplikaci dochází k větší aktivaci mezižeberních svalů a bránice a tím nastává rozpínání hrudníku. Vzhledem ke studii Ramírez-Sarmiento (2002), ve které zkoumali strukturální adaptaci respiračního svalstva na inspirační trénink, kde využili biopsii (vzorku svalové tkáně musculi externi). Po tréninku bylo zjištěno, že se průměr svalových vláken I. typu zvětšil přibližně o 38% a průměr svalových vláken II. přibližně o 28%. Tento efekt tréninku mohl za následné zvýšení svalové síly a schopnost odolávat zátěži. Při použití POWERbreathe dochází ke zvětšení rozšíření hrudníku do stran, díky využití bráničního dýchání. Při bráničním dýcháním dle Koláře (2009) dochází k rozšíření břišní stěny a hrudníku, také k rozšiřování mezižeberních prostorů. Důležité při tomto dýchání je, aby se dolní část hrudníku rozšiřovala laterálně a dopředu a nedocházelo k příliš velkým souhybům horního hrudníku směrem kraniálním. Zda nedochází k příliš velkým souhybům hrudníku nám ukáže hypotéza č. 3.

Hypotéza č. 3: Předpokládám, že při použití POWERbreathe dojde oproti klidovému dýchání k větším kraniálním pohybům trupu v oblasti acromionů a horních žeber.

Oproti klidovému dýchání při aplikaci PB došlo u většiny ke zvýšení kraniálních pohybů v oblasti trupu. Kraniokaudální pohyby jsme hodnotili mezi vzdálenostmi 4. žebra (vpředu) a acromionem, 5. žebra (vzadu) a acromionem, dále v dolní části trupu mezi 12. žebrem (vpředu) a SIAS. Jediné snížení bylo u probandů č. 4 a 5 v oblasti markerů 12. žebra a SIAS. U probandů při aplikaci PB vyšla v oblasti markeru 4. žebra a acromionu průměrná hodnota zvýšení směrem kraniálním o 4,8mm oproti klidovému dýchání. V oblasti markeru 5. žebra (vzadu) a acromionu vyšla průměrná hodnota zvýšení směrem kraniálním o 8,1mm. Průměrná hodnota směrem kraniálním byla 2,5mm v porovnání s břišní oblastí mezi 12. žebrem a SIAS. Hypotéza se potvrdila, došlo ke zvýšení kraniálních pohybů v oblasti horní části trupu. Horní část trupu nad dolní částí

převažovala nejspíše z důvodu většího zapojování akcesorních nádechových svalů. Ve studii Andrade, Silva et al (2005) se popisuje vliv inspiračního svalové tréninku u populace starších lidí s chronickou plicní nemocí (CHOPN) a bez. Porovnávaly se respirační hodnoty. Pro nás však zajímavější, zkoumala se analýza svalů m. sternocleidomastoideus (m. SCM) a diafragmy pomocí EMG. U skupiny pacientů s CHOPN vzrostla aktivita m. SCM o 28%, zatímco bránice zůstala konstantní. U starších osob vzrostla aktivita m. SCM o 7% a bránice o 11%. Při terapii pomocí Threshold se u pacientů s CHOPN prokázala zvýšená svalová aktivita m. SCM. V další studii Duiverman, Wennik (2003) hodnotili reprodukovatelnost a citlivost transkutánní elektromyografie (EMG) dýchacích svalů u pacientů s CHOPN a zdravých jedinců během dýchání proti inspirační zátěži. Bylo zapojeno sedm zdravých dobrovolníků a sedm pacientů s CHOPN. Hodnotily se EMG signály frontální a dorzální části bránice, mezižeberních svalů, břišních svalů a skalenových svalů, které byly dále odvozeny ve 2 různých dnech, a to jak při dýchání v klidu tak při dýchání přes inspirační zatížení. Skalenové svaly významně korelovaly, byly nalezeny u pacientů s CHOPN. Ačkoli inspirační svalová aktivita během následujících zatížení u všech účastníků se výrazně zvýšila, u pacientů s CHOPN byl zobrazen podstatně větší nárůst mezižeberních a levých skalenových svalů ve srovnání se zdravými jedinci. Závěrem, tato studie ukázala, že EMG technika je reprodukovatelná a citlivá technika pro posouzení dýchání u pacientů s CHOPN a zdravých jedinců. Ve studii Andrade, Silva et al (2005) došlo i u zdravé populace ke zvýšení svalové aktivity v m. SCM, který spolu s pomocnými nádechovými svaly způsobuje elevaci žeber a kraniální posun hrudníku. Dále v bakalářské práci (Janoušek, 2014) se pozorovaly změny respiračních parametrů pomocí inspiračního svalového tréninku ve vývojových polohách. Pro vyšetření dechových parametrů byla použita spirometrie. Tréninkem došlo ke zlepšení výsledných respiračních hodnot, ale také zvýšení svalového napětí v oblasti pletenců horních končetin. Největší svalové napětí bylo v oblasti pektorálních svalů. Vzhledem k těmto studiím je patrné, že vlivem inspiračního svalového tréninku dochází k mírné aktivaci akcesorních nádechových svalů, tedy ke zvětšení kraniálních pohybů v oblasti horní části hrudníku.

Hypotéza č. 4: Předpokládám, že při aplikaci POWERbreathe budou mít probandi oproti klidovému dýchání větší tendenci k dorzálním pohybům v oblasti trupu.

Tuto hypotézu nemůžeme potvrdit, protože při aplikaci PB se u poloviny probandů celý trup posunul dopředu, dále u 2 probandů se celý trup posunul dozadu a u jednoho se pozice trupu téměř nezměnila (zde jde o individuální reakci jednotlivých probandů).

Hypotéza č. 5: Předpokládám, že při aplikaci POWERbreathe dojde oproti klidovému dýchání k větším ventrálním pohybům v oblasti spodní části hrudní páteře.

Tato hypotéza se potvrdila. Vzdálenost byla měřena mezi 12. hrudním obratlem a 12. žebrem. Průměrná hodnota ventrálního posunu spodní části páteře u probandů byla 3,9mm. Tato hypotéza potvrdila také náznak bráničního dýchání, protože dle Kapadjio (1974) vlivem aktivace bránice dochází ke zvětšení vertikálního průměru hrudníku. Sestup centrum tendineum je rychle kontrolován natahováním mediastinálních složek a odporem, který kladou břišní orgány. V momentě kdy se opře o břišní orgány, stává se punktum fixum, svalová vlákna bránice se začínají stahovat od periferie směrem k centrum tendineum a zvedají se dolní žebra. V důsledku toho se zvětšuje transverzální průměr spodní části hrudníku.

Prahová zátěž přístroje POWERbreatbe byla u některých probandů vnímána jako velmi silová (u probanda č. 3, 4 a 5). Pokud by znovu bylo měření prováděno od začátku, bylo by vhodné zvážit, zda odpor nebyl příliš vysoký. Dle výsledků převažovaly pohyby v oblasti trupu směrem kranialním. Romer a McConnel (2003) uskutečnili studii, do které bylo zapojeno 24 zdravých lidí, rozdělených do 4 skupin. Skupina A prováděla IMT (inspirační svalový trénink) s vysokým odporem a nízkou rychlostí, skupina B s vysokou rychlostí a nízkým odporem, skupina C se středním odporem a střední rychlostí, skupina D byla kontrolní skupina, která se tréninku nepodrobila. Po devíti týdnech IMT bylo dokázáno, že svalová síla nádechových svalů vzrostla u skupiny A o $48 \pm 3 \%$, u skupiny B o $25 \pm 3 \%$ a u skupiny C o $64 \pm 3 \%$ (5). Další otázka by byla, zda nízký odpor by byl dostačující ke změně dechových pohybů a tvarů v oblasti trupu.

Další úvahou je otázka, zda by nebylo vhodné zvolit kombinaci Qualyysisu se spirometrií, kdybychom zjistili u každého probanda jejich ventilační parametry. Dále by bylo vhodné před jednorázovým měření aspekčně vyšetřit u jednotlivého probanda typ dýchání a zda umí brániční dýchání. Nyní to může být pouze má domněnka,

zda převažování kraniálních pohybů nad laterálním rozšiřování žebek může absence umění bráničního dýchání. Výsledná data mohou být ovlivněna např. nevhodným vybráním snímaných markerů nebo vyskytnutí chyby v měření. Je možné, že po delší době odporového tréninku pomocí POWERbreath, například každý den po dobu čtyř měsíců, by byl výsledek viditelnější, což by mohlo být předmětem dalšího výzkumu.

POWERbreathe je vhodný inspirační svalový trénink, který však nemůže jedinci nahradit přípravu a tvrdý trénink. Tento přístroj by byl vhodný jako doplněk tréninkové jednotky nebo doplňková léčba u řady nemocí (CHOPN, onemocnění srdce a neuromuskulárních onemocnění). Ve studii Beckerman, Magandle et al (2005) se jednalo o inspirační svalový trénink týkající se pacientů s CHOPN. Cílem této studie bylo hodnotit dlouhodobé přínosy IMT na inspirační svaly, fyzickou zdatnost, vnímání dušnosti, kvality života, potřeby primární péče a hospitalizaci u pacientů. Studie se účastnilo 42 pacientů, kdy tento trénink trval 12 měsíců. Tato studie zjistila, že v průběhu IMT došlo ke zvýšení zátěžové kapacity, zlepšení kvality života, snížení dušnosti. Dále jsou poskytovány důkazy, že dlouhodobý IMT u pacientů může snížit využívání zdravotních služeb a hospitalizovaných dnů. Chiappa, Roseguini et al (2008) ve studii inspiračního svalového tréninku u pacientů s chronickým srdečním selháním prokázaly, že vlivem inspiračního svalového tréninku dojde ke zlepšení prokrvení končetin.

Je důležité, aby POWERbreathe a jeho IMT byl konzultován se sportovním, rehabilitačním lékařem nebo fyzioterapeutem. Je velmi těžké vybrat zátěž odporového tréninku, aby klienta (nebo pacienta) nepřetěžovala.

6 Závěr

Na základě dostupné literatury jsem zjistila a shrnula kineziologii, fyziologii dýchání a biomechanika dýchání, respirační fyzioterapii a blíže odporový inspirační trénink pomocí POWERbreathe.

Hlavním cílem této diplomové práce bylo tedy ozřejmit tvarové změny v oblasti trupu, sledování dechových pohybů při klidovém dýchání a při aplikaci POWERbreathe a dále zjištění, jestli u prahově vnímané zátěže přístroje POWERbreathe dojde u běžných lidí dojde ke zvýšení kraniálních pohybů hrudníku, což by to mohlo vést k přetěžování pomocných nádechových svalů a následným bolestem krční páteře atd. Měření probíhalo na FTVS UK. Testovaná skupina zahrnovala 6 zdravých probandů.

Cíle této práce se podařilo naplnit a výzkumné otázky zodpovědět. První hypotéza se potvrdila. Systém Qualysis je schopen zaregistrovat velké množství parametrů, umožňuje zaznamenat pohyblivost a tvarové změny trupu, i když v systému vždy nedošlo ke snímání markerů po celou dobu měření. Výsledky druhé hypotézy se také téměř u všech potvrdily, při aplikaci POWERbreathe došlo oproti klidovému dýchání u většiny ke zvětšení laterálního pohybu žeber. Třetí hypotéza se potvrdila, u většiny došlo ke zvýšení kraniálních pohybů v oblasti trupu oproti klidovému dýchání. Hypotéza č. 3: Předpokládám, že při použití POWERbreathe, dojde k větším pohybům trupu směrem kraniálním oproti klidovému dýchání. Čtvrtou hypotézu nemůžu potvrdit, protože při aplikaci POWERbreathe docházelo u poloviny probandů k posunutí trupu dopředu, dále u 2 probandů se celý trup posunul dozadu a u jednoho se pozice trupu téměř nezměnila. Zde je znatelná individuální reakce jednotlivých probandů. Poslední hypotéza se opět potvrdila, vlivem POWERbreathe oproti klidovému dýchání, došlo oproti klidovému dýchání k větším ventrálním pohybům v oblasti dolní hrudní páteře.

Úroveň prahové zátěže pomocí POWERbreathe byla u některých probandů vnímána jako velmi silová, pokud by se někdy v budoucnu znovu měřil podobný experiment, bylo by vhodné zvážit, zda odpor nebyl příliš vysoký. Dle výsledků vlivem odporového dýchání převažovaly pohyby v oblasti trupu směrem kraniálním. Při takto následně provedeném tréninku by u většiny probandů mohlo dojít k přetížení akcesorních nádechových svalů a k následným bolestivým syndromům v oblasti krční páteře

a ramenních pletenců nebo by vlivem dalších tréninků vznikla u jednotlivých probandů adaptace na odporové inspirační dýchání a také uvědomění, jak nejlépe vykonávat braniční dýchání. Domnívám se, že tato práce přinesla i poznatky, které by si zasloužily pozornost, potenciálně další výzkum a měření, například viditelný vliv inspiračního odporového dýchání po delší době aplikace, trénink aplikující dvakrát denně po dobu několik týdnů apod.

7 Použitá literatura

1. ALTOSE, M., D., MCCAULEY, W., C., KELSEN, S.G., CHERNIACK, N.S. Effects of Hypercapnia and Inspiratory Flow-Resistive Loading on Respiratory Activity in Chronic Airways Obstruction. *The Journal of Clinical Investigation*. [online]. 1977. [cit. 2014-09-03]. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC333387/pdf/jcinvest00651-0122.pdf>>.
2. AMBLER, Z. *Základy neurologie: učebnice pro lékařské fakulty*. 6., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Galén, 2006, 351 s. ISBN 80-726-2433-4
3. ANDRADE, A.D., SILVA, T.N.S. Inspiratory muscular activation during threshold® therapy in elderly healthy and patients with COPD. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. [online]. 2005 [cit. 2014-09-03]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641105000647>>.
4. BARTUŇKOVÁ, S. *Fyziologie člověka a tělesných cvičení: učební texty pro studenty fyzioterapie a studia tělesná a pracovní výchova zdravotně postižených*. 2. vyd. Praha: Univerzita Karlova, 2010, 285 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 978-802-4618-173.
5. BECKERMAN, M., MAGADLE, R., WEINER, M. Muscle Training in Patients With COPD The Effects of 1 Year of Specific Inspiratory: *American College of Chest Physicians*. [online] 2005. [cit 2014-09-03]. Dostupné z: <<http://journal.publications.chestnet.org/article.aspx?articleid=1084007>>.
6. BETHUNE, D. Neurophysiological facilitation of respiration. In PRYOR, Jennifer A.; PRASAD, S. Amanni. *Physiotherapy for cardiac and respiratory problems: Adults and paediatrics: Physiotherapy essentials*. Fourth edition. London: Churchill Livingstone, 2008. s. 194 - 204. ISBN 9780080449852.
7. ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept "Bazální programy a podprogramy"*. Vyd. 1. Ostrava: Repronis, 2008, 119 s. ISBN 978-80-7329-180-8.
8. ČIHÁK, R., KADAŇKA, Z. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-716-9970-5.
9. ČIHÁK, R. *Anatomie 3*. 4., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2004, 673 s. ISBN 80-247-1132-4.

10. ČUMPELÍK, J. *Zkoumání vztahu mezi držení těla a dechovými pohyby*. Praha, 2006. 32s. Disertační práce na UK FTVS. Vedoucí diplomové práce. Doc. PhDr. Pavel Strnad, CSc.
11. ČUMPELÍK, J., et al. Vztah mezi dechovými pohyby a držení těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, 13, 2, ISSN 1211-2658.
12. DUIVERMAN, L.A.E., WENNIK, P.W. Reproducibility and responsiveness of a noninvasive EMG technique of the respiratory muscles in COPD patients and in healthy subjects. *Journal of Applied Physiology*. [online]. 2003 [cit. 2014-09-03]. Dostupné z: <<http://jap.physiology.org/content/96/5/1723>>.
13. DVOŘÁK, R., HOLIBKA, V. Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, 13 ISSN 1211-2658
14. DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Vyd. 1. Praha : Grada, 2009. 544 s. ISBN 978-80-247-3240-4.
15. DYLEVSKÝ, I., NAVRÁTIL, L., KUBÁLKOVÁ, L. *Kineziologie, kineziterapie a fyzioterapie*. 1. vyd. Praha: Manus, 2001, 110 s. ISBN 80-902-3188-8.
16. DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
17. ELLIS, H. *Clinical Anatomy: Applied anatomy for students and junior doctors*. 11th edition. Massachusetts : Blackwell Publishing, 2006. 439 s. ISBN 978-1-4051-3804-8.
18. FLETCHER, E. POWERbreathe Guide for Indoor Rowers. [online]. 2006 [cit 2014-09-03]. Dostupné z: <<http://www.fletchersportscience.co.uk/uploads/img4a646963766981.pdf>>.
19. GANONG, W. F. *Přehled lékařské fyziologie*. 20. vyd. Praha: Galén, 2005, 890 s. ISBN 80-726-2311-7.
20. GEDDIES, E.L., REID, W.D., et al. A primer on inspiratory muscle trainers. [online]. 2004 [cit 2014-09-03]. Dostupné z: <http://www.erscongress2010.org/uploads/Document/WEB_CHEMIN_419_1163420850.pdf>.
21. GESENHUES, S., ZIESCHÉ, R. *Vademecum lékaře: Všeobecné praktické lékařství*. 1. vyd. Praha: Galén, 2006. 976 s. ISBN 80-7262-444-X.

22. GÍTÁNANDA. *Jóga krok za krokem*. Olomouc: Dobra, 1999, 364 s. ISBN 80-861-7938-9.
23. GOOSEY-TOLFREY, V., FODEN, E., PERRET, C., DEGENS, H. Effects of inspiratory muscle training on respiratory function and repetitive sprint performance in wheelchair basketball players. *British Journal of Sports Medicine*. [online]. 2008 [cit 2014-09-03]. Dostupné z: <http://www.powerbreathe.com/media/wysiwyg/pdfs/GOOSEY_EffectsOfIMTonRespiratoryFunctionAndRepetitiveSprintPerformanceInWheelchairBasketballPlayers.pdf>.
24. HIRSCHI, G. *Mudry: jóga prstů*. Praha: Pragma, 2002. ISBN 80-720-5896-7.
25. HODGES, P.W., GANDEVIA, S.C. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *Journal of Physiology*. [online]. 2000 [cit 2014-09-03]. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2269747/>>.
26. HURT, N., SYLVESTER, K., WARD, S. et al. Evaluation of an inspiratory muscle trainer in healthy humus. *Respiratory Medicine*. [online]. 2001 [cit.2014-09-03]. Dostupné z : <[http://www.resmedjournal.com/article/S0954-6111\(01\)91069-8/pdf](http://www.resmedjournal.com/article/S0954-6111(01)91069-8/pdf)>.
27. CHIAPPA, G.R., ROSEGUINI, B.R. et al. Inspiratory Muscle Training Improves Blood Flow to Resting and Exercising Limbs in Patients With Chronic Heart Failure: *Journal of the American College of Cardiology*. 2008. Dostupné z: <<http://content.onlinejacc.org/article.aspx?articleid=1138863>>.
28. JANOUŠEK, D. *Ovlivnění respiračních parametrů sportovce pomůckou POWERbreathe*. Brno, 2014. Bakalářská práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce Dagmar Králová.
29. JANURA, M., MÍKOVÁ M. Využití biomechaniky v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství 10 (1)*. 2003. ISSN 1211-2658.
30. KAPANDJI, A. I. *The physiology of the joints*. Vyd. 2. London: Churchill Livingstone, 1974, 251 s. ISBN 04-430-1209-1.
31. KARAS,V., OTÁHAL,S. Úvod do biomechaniky svalové činnosti při tělesném pohybu člověka. Praha: SPN, 1972
32. KITTNAR, O. *Fyziologické regulace ve schématech*. 1. vyd. Praha: Grada, 2000, 228 s. ISBN 80-716-9782-6

33. KLENER, P. et al. *Vnitřní lékařství*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha : Galén, Karolinum, 2006. 1158 s. ISBN 80-7262-430-X, 80-246-1252-6.
34. KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Vyd. 1. Praha : Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
35. KUTÍLEK, P., ŽIŽKA A. *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky*. ISBN 978-80-01-04993-8.
36. LANGMEIER, M. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 320 s. ISBN 978-802-4725-260.
37. LEWIS, D. *Tao dechu: naučte se správně dýchat*. Hodkovičky: Pragma, 2000, 159 s. ISBN 80-720-5753-7.
38. LOMAX, M., GRANT I., CORBETT J. Inspiratory muscle warm-up and inspiratory muscle training: separate and combined effects on intermittent running to exhaustion: *Journal of Sports Sciences*. [online]. 2011 [cit 2014-09-03]. Dostupné z: <http://www.academia.edu/3055903/Inspiratory_muscle_warm-up_and_inspiratory_muscle_training_separate_and_combined_effects_on_intermittent_running_to_exhaustion_-_2011>.
39. LYSEBETH, A. *Pránájama: technika dechu*. Vyd. 1. Praha: Argo, 1999, 304 s. ISBN 80-720-3172-4
40. MÁČEK, M., SMOLÍKOVÁ, L. *Fyzioterapie a pohybová léčba u chronických plicních onemocnění*. Praha: Blue Wings s.r.o., 2006.
41. MÁČEK, M., SMOLÍKOVÁ, L. *Respirační fyzioterapie a plicní rehabilitace*. Vyd. 1. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010, 194 s. ISBN 978-807-0135-273.
42. MÁČEK, M., SMOLÍKOVÁ, L. *Pohybová léčba u plicních chorob: respirační fyzioterapie*. 1. vyd. Praha: Victoria Publishing, 1995, 147 s. ISBN 80-718-7010-2.
43. McCONNELL, A. About Breathe Strong Training: *Breathe strong*. [online]. 2011 [cit 2014-09-03]. Dostupné z: <<http://breathestrong.com/about/>>.
44. MOFFAT, M., FROWNFELTER, D. *Cardiovascular/Pulmonary Essentials : Applying the Preferred Physical Therapist Practice Patterns*. Thorofare (New Jersey) : SLACK, 2007. 307 s. ISBN 978-1-55642-668-1.
45. NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2005, 524 s. ISBN: 978-80-247-1152-2.

46. NEWTON, A.: Breathing in the gravity field. *Rolf Lines*, 1997.
47. PALEČEK, F. *Patofyziologie dýchání*. Vyd. 2., přepracované a rozšířené, v Akademii 1. Praha: Academia, 1999, 402 p. ISBN 80-200-0723-7.
48. PETTY, L.P., John Hutchinson's Mysterios Machine Revisited. [online]. 2002, [cit. 2014-09-03]. Dostupné z :
<<http://publications.chestnet.org/pdfAccess.aspx?url=%2Fdata%2FJournals%2FCH%2FEST%2F21978%2F219S.pdf>>.
49. Qualisys: Motion Capture Systems. [online]. [cit. 2015-02-17]. Dostupné z :
<<http://casri.cz/qualisys/about.htm>>.
50. Qualisys: Quality in motion. [online]. 2013 [cit. 2015-02-17]. Dostupné z :
<<http://www.qualisys.com/>>.
51. RAFEA, A., WAGIH, K., AMIN, H., EL-SABAGH, R., YOUSEF, S. Flow-oriented incentive spirometer versus volume- oriented spirometer training in management of pulmonary complications after upper abdominal surgery. *Egyptian Journal of Bronchology*. 2009, 3, 2, s. 110-118. ISSN 1687-8426
52. RAMÍREZ-SARMIENTO et al. Inspiratory muscle Training in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *American Journal of respiratory and critical care medicine*. [online]. 2002 [cit. 2014-27-12]. Dostupné z :
<<http://www.atsjournals.org/doi/pdf/10.1164/rccm.200202-075OC>>.
53. ROMER, L., M.; McCONNELL, A.,K. Specificity and reversibility of inspiratory muscle training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. [online] 2003. [cit. 2014-27-12] Dostupné z :<<http://web.cortland.edu/moranm/exs558/article8b.pdf>>.
54. ROSS, Z.E., NOWICKY, V., McKONNELL, A.K. Influence of acute inspiratory loading upon diaphragm motor-evoked potentials in healthy humans: *Journal of Applied Physiology* Published. [online]. 2007 [cit. 2014-09-03]. Dostupné z :
<<file:///C:/Users/Alena/Documents/fyzioterapie/diplomov%C3%A1%20pr%C3%A1ce/%C4%8DI%C3%A1nky%20o%20POWERbreathe/o%20powerbreath%203.html>>.
55. SADEÉ, J., DIDIER A.-L. et al. A preliminary study for a biomechanical model of the respiratory system. *Engineering and Computational Sciences for Medical Imaging in Oncology – ECSMIO*. [online]. 2010 [cit. 2014-09-03]. Dostupné z :
<<http://liris.cnrs.fr/Documents/Liris-4605.pdf>>.

56. SILBERNAGL, S., DESPOPOULOS, A. *Atlas fyziologie člověka*. 6. přeprac. a rozš. vyd. Praha: Grada, 2004, XII, 435 s. ISBN 80-247-0630-X
57. SKLÁDAL, J. *Bránice člověka ve světle normální a klinické fyziologie*. Praha: Academia, 1976. 101 s.
58. SOUMAR, L. *Kinematická analýza* [online]. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem, 2011 [cit. 2015-02-17]. ISBN 978-80-7414-399-1. Dostupné z: <http://pokrok.ujep.cz/elektronicka_knihovna/Kinematicka_analyza.pdf>.
59. STILLER, K., HUFF, A. Respiratory muscle training for tetraplegic patients: A literature review. *Australian Journal of Physiotherapy*. [online]. 1999 [cit. 2014-09-03]. Dostupné z: <http://ac.els-cdn.com/S0004951414603585/1-s2.0-S0004951414603585-main.pdf?_tid=199180ee-4263-11e4-a5d1-00000aacb361&acdnat=1411395592_79f5fdc2d6c17ac6dcd0dcd141dd94d2>.
60. TONG, T. Effect of specific inspiratory muscle warm-up on intense intermittent run to exhaustion. [online]. 2006 [cit. 2014-09-03]. Dostupné z: <http://www.powerbreathe.com/media/wysiwyg/pdfs/TONG_EffectOfSpecificInspiratoryMuscleWarmUpOnIntenseIntermittentRunToExhaustion.pdf>.
61. TROJAN, S. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
62. VÉLE, F. Kineziologický pohled na vztah dechových pohybů k prevenci posturálních poruch a vadného držení. *Rehabilitace a fyzikální lékařství 10 (1)*. 2003. ISSN 1211-2658.
63. VÉLE, F. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2., rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-725-4837-9.
64. VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému: diagnostika a léčba*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995, 256 s.
65. ZAHÁLKA, F., JANURA, M. *Kinematická analýza pohybu člověka*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2004, 209 s. Monografie (Univerzita Palackého). ISBN 80-244-0930-5.

Zdroje obrázků

URL1: *Qualisys: Motion Capture Systems*. Oqus - Qualisys motion capture camera with high-speed video. [online]. [cit. 2015-02-17]. Dostupné z: <<http://casri.cz/qualisys/oqus.htm>>.

URL2: *Produkty*. Qualisys: Motion Capture Systems. [online]. [cit. 2015-02-17]. Dostupné z: <<http://casri.cz/qualisys/products.htm>>.

URL 3: *Oděvní svépomoc: Základní střih č. 1*. Módní peklo. [online]. [cit. 2015-02-17]. Dostupné z: <<http://www.modnipeklo.cz/2011/05/odevni-svepomoc-zakladni-strih-c-1/>>.

URL 4: *POWERbreathe the world's no. 1 breathing trainer*, POWERbreathe Plus (MR) Level 2. [online]. [cit. 2014-27-12]. Dostupné z: <<http://www.powerbreathe.com/products/powerbreathe-plus/powerbreathe-plus-medium-resistance-fitness-level-2>>.

URL 5: *Vektor kostra trupu ve třech různých polohách*. Clipartlogo. [online]. [cit. 2015-02-17]. Dostupné z: <http://cz.clipartlogo.com/premium/detail/vector-of-trunk-skeleton-in_69963085.html>.

URL 6: ŠŤASTNÝ, M., ŠVEJCAR, P. *Hluboký stabilizační systém vs. „břišní hydraulika“* Kulturistika – fitness, bodyfitness. [online]. [cit. 2015-02-17]. Dostupné z: <<http://kulturistika.ronnie.cz/c-17632-hluboky-stabilizacni-system-vs-brisni-hydraulika.html>>.