

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

VLIV POLOHY SEDU NA VENTILAČNÍ PARAMETRY A KINEMATIKU HRUDNÍKU
U ZDRAVÝCH OSOB

Diplomová práce

(magisterská)

Autor: Bc. Irena Krupíková, obor fyzioterapie
Vedoucí práce: Mgr. Kateřina Neumannová, Ph. D.

Olomouc 2015

Jméno a příjmení autora: Bc. Irena Krupíková

Název magisterské práce: Vliv polohy sedu na ventilační parametry a kinematiku hrudníku u zdravých osob

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Kateřina Neumannová, Ph. D.

Rok obhajoby: 2016

Abstrakt: Dýchání je charakterizováno nejen výměnou plynů, ale je spojeno i s pohybovým projevem těla v prostoru, který je především zabezpečován funkcí dýchacích svalů. Tyto svaly mají rovněž posturální funkci, proto se jejich zapojení liší při změně polohy.

Cílem této diplomové práce bylo srovnání ventilačních parametrů – dechový objem (VT), vitální kapacita (VC), usilovně vydechnutý objem za jednu sekundu (FEV_1), usilovná vitální kapacita (FVC), vrcholový výdechový průtok (PEF) a rozvíjení hrudníku mezi dvěma rozdílnými polohami sedu – vzpřímeným a kyfotickým. Výzkumný soubor tvořilo 18 zdravých žen s průměrným věkem 21,17 ($\pm 1,67$) let a průměrným BMI 20,88 ($\pm 2,74$) kg/m^2 . Měření probíhalo v laboratorním prostředí pomocí spirometrického přístroje ZAN 100 Handy USB a kamerového systému Vicon MX. Spirometrické vyšetření, během kterého byla provedena i kinematická analýza pohyblivosti hrudníku, byly provedeny v sedu kyfotickém a sedu vzpřímeném. Pořadí měření se přesně střídalo podle náhodného rozřazení probandek do skupin. Následně byla data zpracována a vyhodnocena.

Dle výsledků spirometrického měření provedeného v kyfotickém sedu bylo potvrzeno signifikantní snížení VC, FVC a PEF. Snížení VT a FEV_1 v kyfotickém sedu nebylo statisticky významné.

Byla potvrzena rozdílná pohyblivost hrudníku během spirometrického vyšetření prováděného v obou typech sedu. Ve vzpřímeném sedu dochází k většímu pohybu na úrovni celého hrudníku. Naopak v sedu kyfotickém převládá pohyb horní části hrudníku, aniž by se dostatečně rozvíjela jeho dolní část.

Snížení ventilačních parametrů během spirometrického vyšetření při kyfotickém sedu potvrzuje důležitost dodržování standardní polohy pro spirometrické vyšetření. Kinezioterapie zaměřená na podporu vzpřímeného držení těla může také napomoci snazšímu nácviku vyšetření a lepších výsledků respirační fyzioterapie.

Klíčová slova: sed, dýchání, postura, Vicon MX, spirometrie, respirační fyzioterapie.

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Irena Krupíková

Title of the thesis: The Influence of Sitting Positions on Ventilation Parameters and Chest Wall Kinematics in Healthy People

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacký University, Olomouc

Supervisor: Mgr. Kateřina Neumannová, Ph. D.

The year of presentation: 2016

Abstract: Breathing is not only characterized as an exchange of air. It is also associated with body movements in a space especially due to respiratory muscles function. Respiratory muscles have also postural function, changes in posture may alter the ability of these muscles to participate in respiration.

The aim of the thesis was to compare ventilatory parameters – tidal volume (TV), vital capacity (VC), forced expiratory volume in one second (FEV₁), forced vital capacity (FVC), peak expiratory flow (PEF) and chest wall motion during breathing in two different sitting postures – upright and slump. The research group consisted of 18 healthy women of average age 21,17 ($\pm 1,67$) years and average BMI 20,88 ($\pm 2,74$) kg/m². It was measured in laboratory conditions by spirometer ZAN 100 Handy USB and also using Vicon Motion System. The spirometric examination and kinematic analysis of chest wall motion were measured at the same time in slump and upright sitting posture. Probandes were randomly divided into two groups, each group starts in different type of sitting. It turns in destined sequence. Then the resulting values were processed and evaluated.

The study research confirmed statistically significant decrease in VC, FVC and PEF in slump sitting posture. Decrease in TV and FEV₁ in slump sitting posture was not statistically significant.

In addition, disparity of the chest expansion during spirometry was also confirmed between both seated postures. In upright sitting there is more expansion in all of the rib cage portions. In contrast, the slump sitting expansion is mostly in upper segment of the rib cage to compared to lower part.

The decrease in ventilation parameters in slump sitting posture bring out the importance of the using upright seated posture as a standard. Based on the research results it can be also

concluded that, the kinesiotherapy aimed to support upright posture can also helps to do spirometric examination easier and to have better results in respiratory physiotherapy.

Keywords: sitting, breathing, posture, Vicon MX, spirometry, respiratory physiotherapy

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem magisterskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Kateřiny Neumannové, Ph. D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. listopadu 2015

.....

Děkuji vedoucí této diplomové práce Mgr. Kateřině Neumannové, Ph. D. za cenné rady, připomínky a metodické vedení práce. Také dalším, kteří mi byli rovněž nápomocni.

OBSAH

1	ÚVOD	10
2	PŘEHLED POZNATKŮ.....	11
2.1	Dýchání	11
2.2	Výměna dechových plynů	11
2.2.1	Ventilace.....	11
2.3	Řízení a regulace dýchání.....	13
2.4	Kineziologie dýchání.....	14
2.4.1	Struktury podílející se na ventilaci	14
2.4.2	Elasticita tkání hrudníku a plic	14
2.4.3	Hrudní koš	15
2.4.4	Žebra.....	16
2.4.5	Hrudní páteř.....	17
2.4.6	Pohybová složka dýchání	17
2.4.7	Bránice.....	18
2.4.8	Ostatní dýchací svalstvo	19
2.4.9	Typy dýchání	20
2.4.10	Mechanická účinnost dýchání za patologické situace	21
2.5	Dechová funkce a postura	22
2.5.1	Posturální funkce bránice	23
2.5.2	Poloha těla a dechová funkce	24
2.5.3	Změna polohy ve vztahu k mechanice hrudníku	26
2.5.4	Změna polohy ve vztahu k ventilačním parametrům	27
2.6	Hodnocení dýchání.....	29
2.6.1	Spirometrie	29
2.6.2	Spirometrické vyšetření.....	29
2.6.3	Spirometrické parametry	30
2.6.4	Diagnostika a diferenciální diagnostika	31
2.7	Metody hodnotící kinematiku hrudníku	33
2.7.1	Impedanční pletysmografie (impedance pneumografy, IP).....	34
2.7.2	Respirační indukční pletysmografie (respiratory inductive plethysmography, RIP)	35
2.7.3	Optoelektronická pletysmografie (optoelectronic plethysmography, OEP)	35
2.7.4	Radiologické metody (MRI).....	36
2.7.5	Systém Vicon MX	37
3	CÍLE A HYPOTÉZY	40

4	VÝZKUMNÉ OTÁZKY	41
5	METODIKA.....	42
5.1	Výzkumný soubor	42
5.2	Anamnéza.....	42
5.3	Měřené parametry.....	42
5.4	Měřicí a vyšetřovací postupy.....	42
5.5	Standardizace sedu	43
5.5.1	Vzpřímený sed.....	43
5.5.2	Kyfotický sed	44
5.6	Statistické zpracování.....	44
5.7	Spirometrické vyšetření.....	44
5.8	Měření kamerovým systémem Vicon MX	45
5.8.1	Standardizace rozložení markerů na těle probanda	45
5.8.2	Měřicí vybavení.....	46
5.8.3	Zpracování získaných dat	46
6	VÝSLEDKY	50
6.1	Spirometrické měření	50
6.1.1	Výsledky k výzkumné otázce 1	50
6.2	Měření kamerovým systémem Vicon MX	53
6.2.1	Výsledky k výzkumné otázce 2	53
7	DISKUZE.....	57
8	ZÁVĚR.....	65
9	SOUHRN.....	66
10	SUMMARY	68
11	REFERENČNÍ SEZNAM.....	69
12	PŘÍLOHY	75
12.1	Příloha 1 Seznam použitých zkratk	75
12.2	Příloha 2 Informovaný souhlas.....	77
12.3	Příloha 3 Vyjádření etické komise	78

1 ÚVOD

Dechová funkce je neodmyslitelnou součástí živého organismu. Je jednou ze základních vitálních funkcí organismu. Dechové pohyby slouží k ventilaci plic a současně mají vliv na posturální funkci a držení těla. Dýchání je popisováno jako periodický a rytmický proces vdechování vzduchu (inspirace) a jeho vydechování (exspirace). Probíhá od buněčné úrovně až k prostorově vyjádřeným pohybům těla. Je to tedy sumace, vzájemná souhra a podmíněnost mnoha dějů na několika úrovních. I když je v základu automatická, je ovlivněna např. vlivem psychického a tělesného stavu, věkem, pohlavím, ale i polohou těla (Paleček et al., 1999; Véle, 1997, 2012).

Vzhledem k úzkému propojení dechové a posturální funkce je důležité získat informace o změnách dechového pohybu v rozdílném typu sedu. V dnešní době totiž stále přibývá času tráveného v sedu. V této poloze bývá častá tendence k patologickému kyfotickému držení trupu. S touto nevýhodnou posturou se také zmenšuje rozsah dechových pohybů (Véle, 2012).

Objektem zájmu této diplomové práce je právě vliv změny polohy na dechovou funkci, konkrétně v odlišné pozici sedu. Cílem je zjistit, jak se odlišná poloha sedu odráží na ventilačních parametrech a pohybech hrudníku. To zejména v kontextu spirometrického měření a polohy při provádění respirační fyzioterapie.

V současnosti je nedostatek studií, které se zabývají účinkem posturální změny v sedu na mechaniku hrudníku a ventilační funkci zároveň. Většina studií se při hodnocení ventilačních parametrů zaměřuje téměř výhradně na rozdíl mezi polohou sedu, stoje a lehu. Existuje pak málo studií, které zkoumaly rozličnost mezi různými typy sedu, tím více v korelaci s mechanikou či kinematikou hrudníku. V dostupné literatuře jsem nenašla studii, která by hodnotila dvě rozličné polohy sedu spirometricky, a současně za pomoci 3D analýzy, konkrétně systémem Vicon MX.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Dýchání

Dýchání je schopnost typická pro aerobní organismy. Základním úkolem dechového cyklu je proces výměny plynů mezi zevním prostředím a buňkami těla odpovídající metabolickým požadavkům organismu. Rozlišujeme dvě fáze dýchání.

Dýchání vnější, které zajišťuje výměnu plynů mezi atmosférou a plicemi, a dýchání vnitřní, při kterém dochází k výměně plynů mezi krví a tkáněmi. První fáze dýchání je zajišťována činností dýchacího systému, druhá fáze naopak především činností systému kardiovaskulárního. Na činnosti obou soustav se pochopitelně podílí i další, zejména nadřazená soustava nervová (Paleček et al., 1999). Vzhledem k zaměření této diplomové práce se níže budu zabývat převážně oblastí dýchání vnějšího.

2.2 Výměna dechových plynů

K tomu, aby se kyslík z atmosféry dostal k cílovým tkáním a naopak oxid uhličitý z tkání zpět, slouží několik na sebe navazujících dějů. Jedná se o ventilaci, difúzi, perfúzi a transport plynů krví. Z hlediska řešení naší problematiky týkající se ventilačních parametrů a kinematiky hrudníku je nejdůležitější fází ventilace.

2.2.1 Ventilace

Ventilace je děj, při kterém probíhá proudění vzduchu z atmosféry přes dýchací cesty až k cílovým plicním sklípkům, kde dochází k přechodu k dalším dějům výměny plynů. Podmínkou proudění vzduchu do plic je tlakový rozdíl mezi atmosférou a alveoly. Klíčovou roli v této výměně hraje mechanika plic a hrudníku. Elastické vlastnosti hrudníku a plicní tkáně ovlivňují charakter ventilace. Elasticita hrudního koše závisí na elasticitě jeho svalů, šlach a vazů. Retrakční síla plicní tkáně závisí na přítomnosti a stavu elastických vláken. Ventilace je zabezpečována změnou nitrohrudního a nitrobřišního tlaku pomocí rytmické činnosti dýchacích svalů při inspiraci a expiraci (DeTurk, 2004).

Mechanika ventilace

Pružné vlastnosti respiračního systému, plic a hrudní stěny, odpory a dechová práce jsou pojmy, které zahrnujeme pod společným názvem mechanika dýchání (Paleček et al., 1999).

Kontrakce inspiračních svalů pomáhá zvětšovat objem dutiny hrudní, ve které vzniká podtlak. Základní podmínkou, aby se plíce pohybovala shodně s pohybem hrudního koše je existence interpleurálního prostoru. Při klidové výdechové poloze je v pleurální štěrbině podtlak 0,5 kPa, který je výsledkem rovnováhy tahu elastických sil plic směrem dovnitř a elastických sil hrudní stěny směrem ven. Tato štěrbina má vůči atmosférickému tlaku negativní hodnoty. Na konci klidového nádechu nebo výdechu je tlak v plicích roven tlaku atmosférickému. Ale při nádechu se vlivem stoupající negativy tlaku interpleurálního stává také negativním. Tím se vytvoří tlakový gradient a může dojít k proudění vzduchu (Boron, 2012).

Proudění vzduchu trvá, dokud se neustanoví rovnováha mezi tlakem v plicích a tlakem atmosférickým. Při výdechu se tlak v plicích díky zmenšenému objemu hrudníku a retrakční síle plic (jejich tendence stáhnout se k hilu) zvýší nad tlak atmosférický, tlakový gradient se obrátí a vzduch proudí z plic. Výdech je zajištěn pasivně, jako výsledek relaxace nádechového svalstva (DeTurk, 2004). Aktivita expiračních svalů na konci předchozího výdechu aktivně zmenší inspirační rezervní objem (IRV), část práce těchto svalů se jakoby uloží v elastickou energii ve strukturách hrudníku a břicha. Při relaxaci expiračních svalů se energie uvolní a intratorakální tlak poklesne. Až poté nastává aktivace bránice (Kolář, 2009).

Efektorem dechové výměny je tedy dýchací svalstvo. Objem plic nad klidovou výdechovou polohou může být udržen jen činností inspiračních svalů, objem plic pod klidovou výdechovou polohou je udržen činností výdechových svalů. Na konci vdechu dochází k natažení elastických struktur, což způsobuje zvýšení záporného intrapleurálního tlaku. Výdech je pasivní děj, jehož hnací silou jsou elastické struktury plic a svalů. V klidu je spíše brzděn postupnou relaxací inspiračních svalů. Na aktivním výdechu (např. při zvýšené tělesné zátěži, kašli a některých chorobách dýchacího ústrojí) participuje expirační svalstvo (Boron, 2012).

Distribuce ventilace

Mechanika plic a hrudníku má především vliv na distribuci vdechovaného vzduchu skrz plice, což je významný faktor ovlivňující výměnu plynů a arteriální PaO₂ (DeTurk, 2004). V ideálním případě dochází k rovnoměrné distribuci do všech plicních regionů (pouze vleže u zdravého nebo v beztlížném stavu). Ve vzpřímené poloze má zásadní vliv gravitace. Váhou plic vzniká tah v hrotech dolů, dochází k rozdílným hodnotám podtlaku v pleurální dutině, hrotové alveoly jsou tak roztaženy více než bazální. Při vdechu se tak zvětšují více alveoly bazální než hrotové, ventilace báze je větší než ventilace hrotu. Tato nerovnoměrná distribuce ventilace způsobuje lokální zhoršení alveolární ventilace, funkční mrtvý prostor je tak větší než anatomický. Statické odpory zvyšují dosažený objem, dynamické pak určují rychlost plnění příslušné plicní periferie (Boron, 2012).

2.3 Řízení a regulace dýchání

Řízení dýchání je velmi složitý proces, participuje na něm několik soustav tak, aby byla zachována metabolická homeostáza. Je všeobecně známo, že dýchání je jedinou vitální funkcí, která probíhá automaticky, ale může být vůlí ovlivnitelná.

Za aktivitu dýchacích svalů je odpovědné dýchací centrum v retikulární formaci mozkového kmene, tvořené seskupením inspiračních a expiračních neuronů. Zároveň se ukázalo, že je přítomna také účast další skupiny buněk v mozkovém kmeni, toto centrum se nazývá pneumotaxické. Existuje i centrum apneustické. Všechna centra jsou pod vlivem podnětů z periferie i centrální nervové soustavy (CNS). Hypotalamus a limbický systém modifikují ventilaci při silných emocionálních projevech (strach, bolest, smích), takto je dýchání ovlivněno mimovolně. Volní impulsy pocházejí z mozkové kůry a k výkonným svalům jsou vedeny nervovými drahami mimo tato dechová centra. Mozková kůra konkrétně kontrolou dýchacího centra ovlivňuje např. zvukovou komunikaci (zpěv, řeč, aj.).

Rytmicita dýchání je zajišťována v periodické aktivaci inspiračních svalů míšními motoneurony. Ty jsou aktivovány z mozkové kůry a prodloužené míchy. V oblasti prodloužené míchy se integrují periferní informace, které jsou přenášeny bloudivými nervy a n. glossopharyngicus. Spojení mezi prodlouženou míchou a respiračními neurony umožňuje ovlivnit dýchání v závislosti na stimulaci receptorů (Paleček et al., 1999).

Pro rytmické střídání činnosti nádechového a výdechového centra jsou nezbytné zpětnovazebné informace z plic. Děje se tak pomocí receptorů, které reagují na rozpínání plicní tkáně. Střídání aktivity respiračních center přes bloudivý nerv pomocí plicních receptorů je popsán jako autoregulační dýchací reflex Hering-Breuerův. Nicméně je tato činnost ovlivněna i receptory z jiných částí dechové soustavy, zejména z proprioreceptorů dýchacích svalů a receptorů registrujících proudění vzduchu v horních cestách dýchacích, dále v hladkém svalstvu průdušek a mezibuněčném plicním prostoru.

Důležité jsou rovněž informace z periferních a centrálních chemoreceptorů. Periferní jsou umístěny v oblasti velkých tepen, jsou citlivé především na změny parciálních tlaků kyslíku a oxidu uhličitého, také na změnu pH. Centrální chemoreceptory jsou umístěny na povrchu prodloužené míchy, reagují na změnu pH a také v třetí mozkové komoře (Mourek, 2012).

2.4 Kineziologie dýchání

2.4.1 Struktury podílející se na ventilaci

Každý jedinec má svůj typický dechový vzor, který je daný zejména mechanickými faktory podílejícími se na dýchání. Patří sem pasivní prvky, které představuje skelet, nekontraktilní měkké tkáně stěny trupu, vlastní plicní parenchym a břišní útroby. Vlastním efektoem je pak dechové svalstvo.

2.4.2 Elasticita tkání hrudníku a plic

Významnou složkou v mechanice plic jsou odpory v systému hrudník – plíce, které vznikají v souvislosti s dýcháním. Ze statických odporů jsou to pružné vlastnosti plic a hrudní stěny. Pružné vlastnosti plic jsou dány elastickými elementy plicní tkáně, svou strukturou, povrchovým napětím a surfaktantem. Pružné vlastnosti hrudní stěny jsou dány jejím skeletem, svalstvem na něj se upínajícím a elastickými elementy měkkých tkání. Velikost elastických sil lze vyjádřit veličinou compliance. Je nutno překonat také dynamické odpory, které tvoří rezistence dýchacích cest a rychlost proudění (Paleček et al., 1999).

Již studie Attinger et al. (1956) zmiňuje tyto faktory podílející se na mechanice dýchání, a to elasticitu plic a mechanickou odolnost (rezistence neelastických tkání a odpor proudění vzduchu skrz tracheobronchiální větvení). Čím nižší je compliance, tím jsou plíce méně snadno roztažitelné. Odpor neelastických tkání vzniká v důsledku tření, která se vyskytují v průběhu dýchání v hrudníku, bránici a břišních útrokách. Odpor dýchacích cest závisí na počtu, délce a příčném průřezu tracheobronchiálního větvení. Čím vyšší je mechanický odpor, tím větší úsilí je potřebné pro dýchání.

V roce 1956 Attinger et al. popsali změnu těchto parametrů v odlišných posturálních pozicích. V porovnání s pozicí vleže na zádech byla naměřena vyšší plicní poddajnost a nižší mechanická rezistence v pozici sedu. Dle Behrakis et al. (1983) se na poklesu plicní poddajnosti v horizontálních polohách pravděpodobně odráží zvýšený objem plicní krve a uzavření malých cest dýchacích.

Závěrem tedy je, že mechanické faktory plic a hrudníku předem determinují, jak moc je organismus schopen ventilovat, jak bude vypadat samotný dechový vzor, i kolik energie bude potřeba využít. Tyto faktory se odráží rovněž v subjektivním vnímání dechového úsilí (DeTurk, 2004).

2.4.3 Hrudní koš

Nosným základem lidského organismu je skelet. Nejinak je to u dýchání. Hrudní koš představuje pevnou, ochrannou a zároveň elasticitou schránku pro plíce, zajišťuje rovněž oporu svalům zabezpečujícím dýchání. Pro správnou pohyblivost hrudníku je důležité, aby se nevyskytovaly patologické změny na kostěných nebo kloubních strukturách hrudního koše, aby byl hrudník souměrně klenutý a ventrodorzálně oploštěný. Pro jeho rozvíjení je také důležitý optimální fyziologický a psychomotorický vývoj, funkce dýchacích svalů, stav neuromuskulárního systému a aktuální nálezy v dýchacím systému (Neumannová, 2012; Véle, 2006).

Další důležitou složku hrudního koše tvoří fascie, které se nacházejí jak z vnitřní, tak vnější strany hrudníku. Posunlivost a protažitelnost jsou zásadní v jejich funkci. Jsou to z vnitřní strany hluboká hrudní fascie z malé vrstvy řídkého vaziva – fascia endothoracica, fascia pectoralis superficialis a pod m. pectoralis major fascia clavipectoralis (Dylevský, 2009).

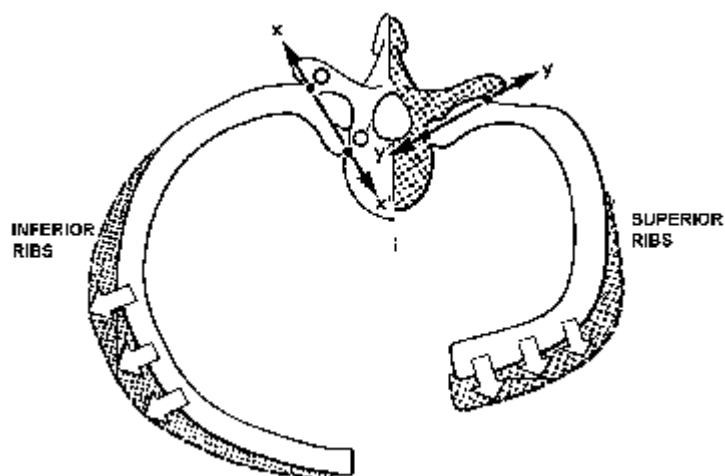
2.4.4 Žebra

Pohyb žeber je asi nejzásadnější pro pohyb hrudníku. Spojnice costotransversálního a costovertebrálního spojení vystupuje jako “otočný čep“ pro žebro, jež je na něm uloženo. Směr této osy s ohledem na sagitální rovinu určuje pohyb žebra. Pohyby žeber se liší dle zakřivení, délky a uložení. Dýchací pohyby jsou malé v oblasti manubria a prvních žeber, největší jsou u nejdelších žeber (7. a 8. pár). Ohnutí žeber včetně jejich torse způsobí, že se hrudník při zdvižení žeber současně rozšiřuje i do stran (Čihák, 2001).

V horním úseku dochází k rozvíjení hrudníku anterioposteriorním směrem, kde osa otáčení leží blíže frontální rovině. V dolním úseku dochází k rozvíjení hrudníku laterolaterálním směrem, přičemž osa otáčení se přibližuje rovině sagitální. Ve střední části mají costovertebrální spojení osu ležící šikmo v sagitální rovině v úhlu 45° , rozvíjení je obousměrné (Kapandji, 2008).

Součástí pohybů rozvíjení hrudníku jsou pohyby v sternocostálním, costovertebrálním, costotransverzálním a interchondrálním skloubení (Čihák, 2001).

Obrázek 1: Znárodnění pohybu v costotransverzálním a costovertebrálním skloubení, vlevo pro horní žebra, vpravo pro dolní žebra (Kapandji, 2008)



2.4.5 Hrudní páteř

K zajištění fyziologických pohybů hrudníku je nezbytné, aby se hrudník pohyboval nezávisle na pohybech hrudní páteře a naopak. To je podmíněno správnou funkcí costovertebrálního skloubení. V okamžiku, kdy tomu tak není, dochází při nádechu a výdechu k patologickým synkinézám páteře do extenze a flexe (Kolář, 2009).

Během dechového cyklu dochází k mírným pohybům ve smyslu flexe a extenze v hrudní páteři. Aktivní extenze hrudní páteře nastává ve fázi nádechu, kdy je tento pohyb zajištěn díky kontrakci hluboké vrstvy zádových svalů. Při výdechu dochází k mírné flexi (Véle, 1997).

Při anteflexi hrudní páteře se hrudník oplošťuje, klesají žebra a jejich mezižeberní prostory se zužují. Břišní orgány jsou vtlačovány do hrudní dutiny a vytlačují bránici. Při retroflexi hrudní páteře se hrudník naopak dostává do inspiračního postavení. Pohyby hrudní páteře tak ovlivňují dynamiku dýchání a naopak (Dylevský, 2009).

2.4.6 Pohybová složka dýchání

Dýchací svaly musí překonávat odpory brzdící dýchací pohyby a proudění vzduchu z plic a do plic kladené mechanickými vlastnostmi dýchacího ústrojí při inspiraci a expiraci. Oslabení nádechových svalů snižuje pružnost hrudníku a následně vede ke snížení vitální kapacity (VC) plic, oslabení výdechových svalů potom ke snížení nitrohrudního tlaku.

Mezi primární inspirační svaly patří bránice, mm. intercostales externi a mm. levatores costarum. Pomocné inspirační svaly jsou svaly šíjové, především mm. scaleni a m. sternocleidomastoideus, dále mm. pectorales, m. serratus anterior, m. serratus posterior superior, m. latissimus dorsi, m. iliocostalis a m. erector spinae.

Hlavní expirační svaly jsou mm. intercostales interni a m. sternocostalis. Akcesorní expirační svaly jsou svaly břišní, m. quadratus lumborum, m. iliocostalis (pars inferior), m. erector spinae a m. serratus posterior inferior.

Dělení svalů na hlavní a pomocné, na expirační a inspirační je ve skutečnosti jen anatomické. V průběhu dechových fází pracují všechny svaly v koaktivaci a ve vzájemné souhře (Kolář, 2009).

2.4.7 Bránice

Hlavním nádechovým svalem je bránice, při klidovém dýchání představuje 60-70 % objemu vitální kapacity. Vedle bránice se nádechu účastní interkostální svaly kaudálně dolů dle hloubky inspirace. Při vdechu v rozsahu 20 % VC je v činnosti skupina svalů do 4. a 5. mezižebří, do 7. a 8. mezižebří se dostává při 50 % VC. Čím větší je nádech, tím větší aktivita dolních skupin interkostálních svalů přetrvává a ustupuje v opačném směru (Máček & Smolíková, 1995).

Tvar bránice není zcela symetrický. Pravá brániční klenba zasahuje do výše 4. mezižebří, levá brániční klenba do 5. mezižebří. Mezi pravou a levou klenbou je bránice pokleslá a promítá se do úrovně processus xiphoideus. Při inspiraci dochází k poklesu centrum tendineum kaudálně, další kontrakce bránice zdvihá dolní žebra a zvyšuje se transverzální rozměr dolního hrudníku. Současně se pohybuje sternum a následně dochází k elevaci horních žebor, zvětšení anterioposteriorního rozměru hrudníku (Kapandji, 2008).

Bránice je největší měrou zodpovědná za vytváření většiny negativního pleurálního a alveolárního tlaku v průběhu inspirace. Kontrakce bránice zvyšuje vertikální, předozadní i laterální rozměry hrudníku. Zvýší se tak objem hrudníku a dojde ke snížení nitrohrudního tlaku. V průběhu své kontrakce sestupuje a vytváří tak pozitivní tlak v břišním kompartmentu, ten se navenek projevuje vyklenutím břišní dutiny směrem ven. I když bránice svou aktivací klesá, spodní žebra zůstávají kaudálně, pozitivní nitrobřišní tlak způsobuje, že se dolní část hrudníku roztahuje směrem ven. Břišní obsah tedy z tohoto hlediska působí jako otočný bod pro bránici (DeTurk, 2004).

Pro fyziologicky probíhající aktivitu bránice je nutná aktivita břišních svalů a pánevního dna. Především proto, aby se centrum tendineum mohlo opřít o břišní orgány. Tímto se punctum fixum přesune na centrum tendineum a bránice tak aktivně elevuje kaudální žebra a rozšiřuje laterolaterální rozměr hrudníku (Soderberg, 1996). Pro pohyb bránice je souhra s břišními svaly, zejména s m. transversus abdominis a mm. obliqui abdominis, velice důležitá (Véle, 2006). Dokládá to i fakt o jejich funkčním spojení, kdy bylo dokázáno, že v oblasti pars costalis bránice přechází do m.transversus abdominis. Přejedchod je zajištěn proložením vláken bránice se snopci m. transversus abdominis, bez šlachového úponu či aponeurotické vrstvy (Dvořák & Holibka, 2006).

Bránice a břišní svalstvo pracují ve vzájemné partnerské závislosti. Bránice i břišní svalstvo jsou vždy v aktivní kontrakci, ale jejich aktivita se vzájemně mění. Během nádechu

se tonus bránice zvyšuje, zatímco tonus břišního svalstva se snižuje. Při výdechové fázi je celá situace opačná. Z tohoto důvodu může existovat mezi bránicí a břišním svalstvem rovnováha, která se posouvá v obou směrech a která zaručuje plynulou respirační funkci. Toto nazýváme vzájemný antagonisticko-synergistický vztah těchto svalů (Kapandji, 2008).

2.4.8 Ostatní dýchací svalstvo

Mm. intercostales externi spojují dvě sousední žebra. Jejich kontrakcí dochází k elevaci žeber (Véle, 1995). Mm. intercostales externi míří od svého úponu dolů (na kaudálněji uložené žebro) a dopředu. Vzniká tak páka, která při kontrakci vnějších mezižeberních svalů táhne hrudní koš dopředu a nahoru (kraniálně a ventrálně). Tím zvětšuje předozadní rozměr hrudního koše a napomáhá usilovnému nádechu.

Mm. intercostales interni míří od svého úponu vzhůru (na kraniálněji uložené žebro) a dopředu. Vzniká tak páka, která při kontrakci vnitřních mezižeberních svalů táhne hrudní koš dolů a zpět (kaudálně a dorsálně). Tím zmenšuje předozadní rozměr hrudního koše a napomáhá usilovnému výdechu.

V klidu jsou žebra uspořádána tak, že jejich dlouhé osy míří směrem dolů a mezižeberní svaly jsou relaxované. Při usilovném nádechu je kontrakce bránice doplněna pákou mm. intercostales externi a dojde k přesunu osy žeber do téměř horizontální polohy, respektive k zvětšení předozadního rozměru hrudníku. Tím se dále zvětší objem vdechnutého vzduchu až na hodnotu inspirační kapacity a plíce se mohou roztáhnout až na svůj maximální objem. Při usilovném nádechu není působení elastických sil dostatečné pro rychlý návrat plic do původního objemu. Proto je zapojena páka mm. intercostales interni, které působí synergicky s elastickými silami (Maďa, 2015).

Mm. intercostales parasternales představují jednu vrstvu intercostálních svalů v oblasti žeberních chrupavek. Jejich průběh je podobný jako u mm. intercostales interni, ale oproti nim se řadí k inspiračním svalům (Paleček et al., 1999).

Pomocné dýchací svalstvo

Pomocné inspirační svaly (m. sternocleidomastoideus, mm. scaleni, m. serratus posterior superior, mm. pectorales, mm. suprahyoidei, mm. infrahyoidei, mm. serratus

anterior, m. latissimus dorsi, m. iliocostalis) podporují elevaci žeber, sterna a klavikuly, a tím podporují zvedání hrudníku a zvětšování jeho objemu (Dylevský, 2009; Véle, 1995).

Pomocné expirační svaly m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. transversus abdominis, m. rectus abdominis, m. pyramidalis, m. iliocostalis, m. longissimus, m. serratus posterior inferior, m. quadratus lumborum napomáhají depresi žeber a tím zmenšují objem hrudníku. Nejvíce se při aktivní expiraci (odporu v dýchacích cestách) zapojí první tři jmenované svaly (Véle, 1995). Nejdůležitější z nich je m. transversus abdominis, který je aktivován ještě před ostatními výdechovými svaly (Paleček et al., 1999).

Při výdechu kontrakce břišních svalů stahuje hrudní stěnu, současně klesá transversální a anterioposteriorní průměr hrudníku. V této situaci je výraznější antagonistický účinek břišních svalů, ale i přesto se zde uplatňují současně bránice a břišní svaly. Během výdechu se uvolňuje energie elasticity, která napomáhá vrátit hrudník do klidové polohy. Takže svalové energie je třeba relativně méně jako při nádechu, pokud nedochází k forsírovanému výdechu (Véle, 1997).

Energie nádechových svalů během nádechu je rovněž ukládána do torzní pružiny žeberní chrupavky. Jakmile svaly přestanou pracovat v nádechové fázi, vrátí pružnost těchto chrupavek hrudník do počáteční pozice. Tyto chrupavky jsou nejvíce pružné v mládí. Během stárnutí dochází ke změnám složení chrupavky, jejich osifikaci a současně tím klesá pružnost hrudníku (Javůrek, 1986).

Z důvodu nevyváženého tahu horních a dolních vláken m. trapezius může docházet ke zvětšení krční lordózy a hrudní kyfózy. V opačném tahu působí současně mm. scaleni a m. sternocleidomastoideus, jež při nádechu zvětšují krční lordózu místo situace, kdy by měly přispívat k rozvíjení hrudníku v horní partii kraniálním a ventrálním směrem. Aktivita m. serratus anterior, m. trapezius pars ascendens je svým působením důležitá pro aktivitu břišního svalstva a m. quadratus lumborum, jejichž funkce je nepostradatelná pro správný stereotyp dýchání. Tyto svaly pracují způsobem takovým, že drží lopatku jako pevný bod pro svaly, které se podílejí na rozvíjení hrudníku a zajišťují funkční spojení mezi břišní stěnou a hrudníkem (Kováčiková, 1998).

2.4.9 Typy dýchání

Sled pohybů při klidovém dýchání je popisován jako dechová vlna. Dochází k postupnému zapojování jednotlivých sektorů od břišního, směrem kraniálním k hornímu

hrudnímu sektoru, jak v nádechu, tak i výdechu (Véle, 1995; Dylevský, 2009). Jiní autoři popisují začátek dechové vlny od horního hrudního sektoru směrem dolů (Koepeke in Máček & Smolíková, 1995).

Rozlišujeme typy dýchání v těchto třech trupových sektorech (Kolář, 2009; Máček & Smolíková, 1995) :

břišní – od bránice po pánevní dno. Hlavním využívaným svalem je bránice, proto je označováno za dýchání brániční. Podporuje se zejména výměna plynů ve spodní části plic, které jsou nejvíce prokrveny. Během nádechu dochází k oploštění bránice, která se posunuje kaudálně a zároveň dochází k mírné expanzi břišní stěny. Během výdechu dochází k elevaci bránice, která se posunuje do dutiny hrudní. Břišní stěna se zatahuje.

dolní hrudní – mezi bránicí a pátým hrudním obratlem. Při tomto typu dýchání se zapojují především svaly mezižebří. Výměna dýchacích plynů se uskutečňuje zejména ve střední části plic. Při nádechu dochází ke zvedání hrudního koše a částečně i k jeho rozpínání do všech stran. Při nádechu nedochází k vyklenutí břišní stěny, zůstává oploštěná. Pouze hrudník se posouvá směrem ventrálním a kraniálním. Výdech je v případě uvolněného dýchání zabezpečen elasticitou hrudníku a probíhá již pasivně. Během výdechu se bránice neposunuje tolik kraniálně, jak tomu bylo v případě břišního dýchání a i břišní stěna se zatahuje v menší míře.

horní hrudní – od obratle Th5 k dolní krční páteři. K nejvyšším exkurzím hrudníku dochází v oblasti horního hrudníku. Z pohledu mechaniky a zapojení svalů se výrazně neliší od dýchání hrudního. Dýchání je opět zajištěno zejména činností mezižebních svalů. Podílejí se tady ale i šikmé svaly krku (musculi scaleni).

2.4.10 Mechanická účinnost dýchání za patologické situace

Dýchací mechanika je považována za proces integrální, nikoli lokální. Participují na ní nejen systémy bezprostředně spjaté s dýcháním, ale i další vzdálenější subsystémy a jejich samotné strukturální a funkční nastavení. Patologie v systému se pak může projevit v dechové funkci či mechanice hrudníku.

Kupříkladu, pokud něco brání v pohybu bránice, přirozený přetlak v oblasti břišní dutiny je nerovnoměrně přenášen směrem k dutině hrudní a nevyhnutelně se projeví kompenzací v oblasti hrudníku a ramenního pletence. Změny se projeví v mnohých fasciích hrudního systému, ve spojích obratlů a spojích žeber s obratli. Hrudní dutina má sama o sobě jen malou možnost toto kompenzovat díky své relativně tuhé konstrukci. Neustálá přítomnost dýchacího pohybu pak vede k lokálnímu zkrácení v systému fascií. A protože se jedná o propojený systém fascií, změny se mohou projevit ve vzdálených oblastech těla.

Tento proces může trvat týdny a měsíce od zřejmé příčiny (např. úraz, operace). Změny se často projevují v oblastech přechodu vnitřních dutin (břišní dutina – hrudní dutina, hrudní dutina – oblast krku). Pokud se změny projeví v úrovni těchto fascií, může dojít k přenosu patologie v celých sekcích těla. Pokud jsou důvodem omezení pohybu orgány níže bránice (žaludek, játra), dochází i k omezení pohybu bránice. Výsledkem je viditelná změna vnější i vnitřní formy přilehlé hrudní stěny a dechové funkce (Schwind, 2006).

Patologie v mechanické účinnosti je nejnižší v klidovém stavu, více při intenzivní zátěži nebo nevýhodných dechových polohách. Při této zátěži se zvětšuje ventilace, ale přívod kyslíku postupně klesá. Reakcí na ventilační poruchu plic jsou změny ve funkci dechových svalů, i jejich funkci stabilizační. Projevy závisí na charakteru příčiny.

Většinou se hrudník dostává do inspiračního postavení, výchozí poloha sternu je kraniálně, zapojení bránice je nedostatečné. Typický je také dechový vzor s prodlouženým nádechem. Hrudník se nerozšiřuje ve všech směrech, nerozvíjejí se mezižeberní prostory, žebra jsou vtahována. Zapojují se převážně pomocné dechové svaly. Při poruše elasticity plic je nezbytná aktivace pomocných expiračních svalů a břišní svaly jsou v trvalé kontrakci (Kolář, 2009).

2.5 Dechová funkce a postura

Dechové pohyby udržují nejen základní metabolické pochody, ale ovlivňují i posturu. Dýchací svaly se jako součást pohybového systému účastní nejen dýchání, ale plní i další funkce. Zapojují se při pohybech ramenního pletence, páteře a plní posturální a stabilizační funkce (Kolář, 2009).

2.5.1 Posturální funkce bránice

V evolučním procesu získala bránice svoji posturální funkci až díky bipedální lokomoci a vzpřímenému držení těla. Horizontální postavení bránice je charakteristickým orgánem odlišujícím člověka od zvířete. Brániční ventilace se vyvinula až druhotně, předcházela jí ventilace kostálního typu. Membranózní základ bránice se nejprve vytvořil u nejvyšších plazů, ale teprve u savců se v ní diferencuje svalovina a bránice se vyvíjí jako zlepšení a doplnění stávající kostální ventilace. U nebipedálních savců je ovšem položena přibližně vertikálně a má proto pouze pístovou, tudíž pouze ventilační funkci. Teprve u člověka získává navíc i posturálně-ortostatickou funkci. U ostatních savců obstarávají obě tyto funkce svaly mezižeberní (Skládal, 1976).

Vycházíme-li z poznatku, že dechová aktivita bránice souvisí i s její posturální aktivitou, lze hodnocením motoriky dechových projevů posuzovat i kvalitu posturální aktivity (Kolář, 2009).

Posturální funkci bránice dokázal například Skládal, který pozoroval posturální reakci bránice podmíněnou rychlým postavením se na špičky. Při pokusech došlo k poklesu bránice, k výraznému zvýšení její aktivity a tím pádem i k uskutečnění nádechu. Tuto odpověď nazval posturální reakcí (Skládal, 1976). Tyto poznatky se rozvíjely dále k názoru, že posturální reakce zahrnuje více komplexní pohyb.

Pohyb bránice však není vázán jen na její dechovou složku. Na MRI (magnetická resonance) je viditelný během klidového dýchání, ale i při zadržení dechu, což dle autorů není jen důsledkem změny intraabdominálního tlaku, ale také její aktivní kontrakcí. Nabízí se i myšlenka, že motoneuron n. phrenicus podléhá také volní kontrole. Tato tvrzení podporuje i obdobná studie Vostatek et al. (2013). Výsledky těchto studií poukazují na to, že je bránice u pacientů s LBP (low back pain) v jiném výchozím postavení, což má vliv i na její exkurzi a synchronizaci pohybů jednotlivých částí. Čumpelík (2006) ve své práci dokázal, že změna polohy tělesných segmentů ovlivňuje pohyb, tvar i polohu bránice, břišní stěny a hrudníku při dýchání.

Měření pohybů bránice ve výše zmíněných studiích probíhala v poloze vleže na zádech a posturální aktivita byla vyvolána pohybem tělesných segmentů. Není tedy zcela zřejmé, jak přesně by pohyb bránice a nábor jednotlivých částí probíhal v poloze sedu.

Další studie popisují jako hlavní mechanismus posturální aktivity bránice zvýšení nitrobřišního tlaku. Toto zvýšení je dáno dynamickou souhrou aktivity bránice, břišních svalů

a svalů pánevního dna. Zvýšení nitrobrišního tlaku napomáhá stabilizaci páteře z ventrálního směru a odlehčuje tímto mechanismem dorzální skupinu svalů (Hodges & Gandevia, 2000).

Dále je z analýzy pohybu bránice popsáno, že je bránice funkčně duální celek a jednotlivé části se liší v náboru i exkurzi. V posturálním režimu jsou krurální i kostální část aktivovány sériově, naopak při respiračním režimu fungují paralelně. Bránice se více kaudalizuje při zvýšených posturálních nárocích. Při flexi dolních končetin se bránice posunula nejkaudálněji, z čehož vyplývá i odlišná náročnost stabilizace při pohybech horních končetin oproti dolním. Při zajištění posturální aktivity pro pohyb dolních končetin bránice zůstává v kaudalizovaném postavení při nádechu i výdechu bez ohledu na dechové objemy. Posturální zatížení při pohybu dolních končetin vyžaduje více polohových mechanismů, bránice je aktivně zapojená do stabilizace páteře a při zvýšených posturálních nárocích plně nerelaxuje ani v exspirační fázi (Kolář et al., 2010).

2.5.2 Poloha těla a dechová funkce

Jak již bylo popsáno, aktivita dýchacích svalů se liší nejen v závislosti na jejich primárních funkcích, ale také např. v závislosti na poloze těla. Výše popisované činnosti dýchacích svalů odpovídají poloze stoje. Při změně polohy těla dojde i ke změně v nastavení segmentů a schopnosti zapojení dýchacích svalů v respiraci. Je dokázáno, že změna polohy ovlivňuje nejen torakoabdominální kinetiku, ale i výměnu plynů a kardiovaskulární systém (Naitoh, 2014).

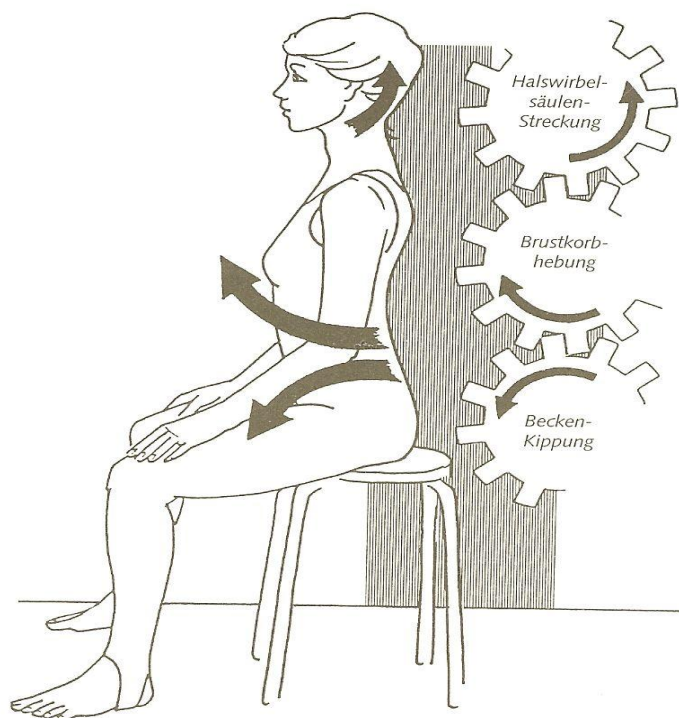
Pohybovou osu dýchání tvoří pánev – páteř – hlava. Charakter dýchání a stabilizace osového orgánu spolu velmi souvisí (Smolíková & Máček, 2006). Tuto myšlenku zastává i Brügger, pro kterého je pro dechový pohyb důležité napřímené postavení těla. Jeho koncept představuje ucelený diagnosticko-terapeutický celek funkčních poruch pohybového systému. Základní myšlenkou konceptu je, že působením patologicky změněných aferentních signalizací dochází ke vzniku reflektorických ochranných mechanismů, které vyvolávají ochranné artrotendomyotické reakce. Důsledkem těchto reakcí je změna fyziologických průběhů pohybů, neekonomické držení těla, a tím i rozvoj patologického dechového stereotypu (Pavlů, 2004).

Při nesprávném držení těla je hrudník pokleslý, pánev sklopena vzad, je znatelná výrazná kyfóza bederní, hrudní a dolní krční páteře, kompenzační lordóza středního úseku krční páteře. Nedochází k optimálnímu a ekonomickému rozvíjení hrudníku. Brügger

charakterizuje vzpřímené držení těla jako takové, při kterém páteř vytváří torakolumbální protažení (os sacrum-Th5) a cervikokraniální protažení (od Th5 kraniálním směrem). Pro zaujmutí vzpřímeného držení těla je zapotřebí vzájemná souhra svalů v rámci svalových smyček.

V souvislosti s korekcí držení těla je nutno poukázat na význam postavení hrudníku a aktivitu trupového svalstva. Pro Brüggera jsou specifické nástavec hrudní (tvořen hrudními obratli, sternem a odpovídajícími žebry), který spočívá na podstavci hrudníku, který je tvořen kaudálními hrudními obratli a bederní páteří. Vzájemným spojením nástavce a podstavce hrudníku se uvádí vzpřímené držení těla do závislosti na dostatečné lordotizaci v torakolumbální oblasti. Z výše uvedeného vyplývá, že se na zaujetí vzpřímeného těla dle Brüggera podílí v synergistické funkci celý komplex trupového svalstva (ventrální i dorsální muskulatura s aktivací m. transversus abdominis). Současně prosazuje velký význam v tomto systému bránici (Pavlů, 2000). Z tohoto Brüggerova modelu jsme vycházeli k vytvoření vzoru vzpřímeného sedu v praktické části této diplomové práce.

Obrázek 2: Brüggerův model sedu



(Zdroj: <http://www.die-neue-praxis.de/530868991b0807205/530868991b0b76b1b/index.html>)

2.5.3 Změna polohy ve vztahu k mechanice hrudníku

Čumpelík (2006) zkoumal pohyb bránice v různých polohách těla. Z výsledků vyplývá, že změna polohy těla vyvolá vždy změnu tvaru, polohy a pohybu bránice, hrudníku a břišní stěny. Např. v poloze napřímené postury dojde k pohybu hrudníku, bránice a břišní stěny v rovině frontální. Při elevaci sternu, anteflexi a retroflexi hlavy se sternum a břišní stěna pohybují v rovině sagitální.

Bylo taktéž dokázáno, že se bránice v závislosti na poloze nechová jako homogenní celek. Kondo et al. (2000, 2005) u mladých i starších zdravých dospělých prokázali, že sklon střední a zadní části bránice je při klidovém i hlubokém dýchání větší než sklon její přední části.

Vertikální poloha

Ve stoji je dýchání omezeno hmotností paží a útrobu, ale možnosti pohybu hrudníku, páteře i bránice nejsou omezeny a mohou se rozvíjet do všech směrů. Proto je tedy stoj výhodná poloha pro dýchání. Vitální kapacita je ve stoji nejvyšší.

I jemné rozdíly v postuře sedu v jedné rovině mění konfiguraci a třídídimenzionální pohyb hrudníku a distribuci dechových objemů (Lee et al., 2010). Je mechanicky popsáno, že pozice zborceného sedu snižuje schopnost hrudní stěny se rozšířit a omezuje kaudální posun bránice. To znamená, že v kyfotické pozici je břišní obsah stlačen pomocí přiblížení žeber k pánvi. Způsobuje to zvýšení nitrobřišního tlaku, který omezuje pohyb bránice směrem dolů při inspiriu. Kromě toho, flexe v hrudní páteři, která je doprovázená menší extenzí v krční páteři způsobuje nevýhodnou výchozí pozici pro pomocné inspirační svaly (mm. scaleni, m. sternocleidomastoideus, m. pectoralis major, m. pectoralis minor, atd.). Ty napomáhají k rozšíření objemu hrudníku tím, že elevují žebra. V této poloze se také žebra dostávají do vnitřní rotace v costotransversálním skloubení, což způsobuje zmenšení mezižebních prostor a způsobuje následný pokles hrudního objemu (Landers et al., 2003).

V sedu dochází zdánlivě k vyřazení dolních končetin z posturální funkce, ale jejich postavení zejména v kyčli ovlivňuje polohu osového orgánu pro svůj vliv na postavení pánve (Véle, 1995). Změna postavení pánve ovlivňuje zakřivení bederní páteře, které se dále projeví v páteři hrudní a krční (Rašev, 1992).

Horizontální poloha

V lehu na zádech při napříměné páteři se hrudník dostává do inspiračního postavení, bránice se dostává kraniálně a břišní svaly jsou v napětí. Je tak ztížen výdech, je proto nutné i zapojení břišních svalů. Vleže na břicho dochází k omezení předozadních pohybů předních částí žebor, je ztíženo inspirium. Nemožností vyklenutí hrudní stěny je ztížen pohyb bránice.

V poloze na zádech se tlak na bránici v porovnání se sedem nebo stojem zvyšuje. Tento tlak omezuje brániční exkurze kaudálně. Stejně tak v poloze na břicho, protože žebra jsou stlačena anteriorně úměrně hmotnosti těla, a tím, omezuje schopnost hrudníku se rozšířit (Landers et al., 2003).

Vleže na boku jsou omezeny pohyby žebor též strany. Část bránice na naléhající straně je uvolněna proto, že mediastinum svou vahou napíná část bránice, která přísluší k volné nenaléhající straně. Taktéž tlak obsahu břišní dutiny je větší při naléhající straně, vytlačuje tak dolní polovinu bránice nahoru (Máček & Smolíková, 1995).

2.5.4 Změna polohy ve vztahu k ventilačním parametrům

V současné době je již dobře známo, že změna v postuře těla se projeví i ve změně hodnoty plicních funkcí. Vztaženo celkově, nejméně výhodná poloha pro dechovou výměnu je poloha vleže, jak supinační, tak pronační. Oproti sedu tato poloha vykazuje nižší ventilační parametry statické i dynamické.

Ve svých studiích Vilke et al. (2000) prokázali statisticky signifikantní pokles ventilačních hodnot – usilovná vitální kapacita (FVC), usilovně vydechnutý objem za jednu sekundu (FEV_1) v poloze supinace a pronace v porovnání k sedu u zdravých mužů. Studie také ukázala, že dechová frekvence se signifikantně nezměnila v pozici zborceného sedu. Úroveň parciálního tlaku CO_2 jakožto hlavní proměnná řízení dýchání nevyprovokovala kompenzační zvýšení dechové frekvence v časové jednotce tohoto testování 5 minut. Naitoh (2014) rovněž prokázal, že plicní funkce zastoupeny VC a FEV_1 byly v poloze sedu větší než v ostatních horizontálních polohách, rovněž tak funkce dýchacích svalů – maximální nádechový ústní tlak (MIP) a maximální výdechový ústní tlak (MEP).

Charbel et al. (2002) ve svém výzkumu porovnávali vliv poloh těla na dýchání. Měření bylo prováděno v poloze stoje, sedu na židli, sedu na posteli s vertikálním postavením páteře, sedu na posteli s postavením páteře ve sklonu 45° , lehu na břicho, lehu na boku a lehu na boku s hlavou dolů ve sklonu 20° . Ukázalo se, že největší dechová výměna je v poloze

stoje, následuje poloha vsedě na židli. Nejmenší dechové objemy byly naměřeny v poloze vleže na boku s hlavou dolů.

První studií, která se zabývala výhradně změnami ventilačních parametrů mezi dvěma polohami sedu (do té doby byl v popředí zájmu pouze vliv na muskuloskeletární úroveň) specificky v sagitální rovině je z roku 1986 (Nwaobi & Smith). Prokázali zlepšení plicní funkce u dětí s dětskou mozkovou obrnou při sedu na vozíku ve vzpřímené oproti kyfotické poloze.

Je dokázáno, že v poloze kyfotického sedu je snížen dechový objem, usilovná vitální kapacita, usilovně vydechnutý objem za jednu sekundu a maximální výdechový proud vzduchu v porovnání se sedem vzpřímeným (Landers et al., 2003; Lin et al., 2006 in Lee et al., 2010). Méně je již popsán specifický efekt posturální změny na respirační pohyby hrudní stěny.

Makhsous et al. (2004) uvádějí, že s kyfotickým držením těla se významně snižuje kapacita plic ve srovnání s normální posturou. Lin et al. (2006) dospěli k závěru, že s kyfotickým postojem dochází k významně nižší hodnotě kapacity plic a výdechové rychlosti. Je to přisouzeno nízkému stupni bederní lordózy zaznamenaném v kyfotickém sedu, kdy se pánev dostává do retroverze. Tyto parametry byly ve stoji výrazně lepší než v kyfotickém či normálním sedu. Studie Hojat & Mahdi (2011) potvrzuje tyto výsledky.

Dalším důvodem změny ventilačních parametrů může být poloha hlavy. Hellsing (1989) prokázal, že velikost volných dýchacích cest je ovlivněna polohou hlavy. Navíc umístění hlavy a krku ve správném postavení snižuje obstrukci dýchacích cest, což pomáhá zvýšit plicní funkce.

Z výsledků těchto studií můžeme předpokládat, že dechová výměna mezi námi měřenými polohami sedu bude menší v poloze kyfotické, což je dáno zhrouceným držením těla, tzn. nevýhodnou posturou pro dechovou mechaniku a práci respiračních svalů.

2.6 Hodnocení dýchání

2.6.1 Spirometrie

Umožňuje nám získat informace o dechové mechanice, stavu dechových cest a plicních funkcí. V otevřeném systému spirometru dochází k integraci průtoku vzduchu, který vyšetřovaný vdechuje či vydechuje na objem elektronickou cestou. Takto naměřené parametry jsou zaznamenány do spirogramu, který v systému souřadnic vyjadřuje závislost změny objemu na čase (Kolek et al., 2014). Naměřené hodnoty jsou procentuálně srovnávány s náležitou hodnotou (NH), která je určena podle pohlaví, věku, váhy a výšky (Neumannová, 2012).

2.6.2 Spirometrické vyšetření

Vlastní spirometrie je prováděna vsedě. Před provedením spirometrie je nutné vždy změřit výšku a váhu a bezprostředně před samotným vyšetřením ponechat vyšetřovaného v klidu (15 min), bez expozice kouři, chladu, agresivním pachům či vůním. Dechové manévry se provádějí alespoň třikrát, vícekrát při špatném provedení či velkém rozdílu mezi nejlepšími hodnotami FVC či FEV₁. Doporučeno je provedení maximálně 8 dechových manévru, přičemž interval mezi jednotlivými manévry by měl být alespoň 1 minuta.

Pacient dýchá prostřednictvím náustku nebo masky přes přístroj. Pacient je instruován pouze ohledně hloubky dýchání, tedy zda má provádět klidový nebo co nejhlubší nádech nebo výdech, bez požadavku na rychlost. Do cesty vzduchu je vložena turbínka nebo jemná síťka. Proudící vzduch roztáčí nebo vytváří velmi malý tlak na síťku a to přímo úměrně k vydechovanému vzduchu. Během vyšetření se měří čas, a proto je možné dopočítat průtoky a rychlosti proudu vzduchu. Spirometrie se také využívá k posouzení funkčních zdatností dýchacího systému, k tomuto účelu se provádí stanovení dynamických parametrů FVC, FEV₁, průtoku na konci usilovného výdechu (FEF₂₅₋₇₅) (Chlumský et al., 2013).

Poloha při provádění spirometrického vyšetření

Několik studií se zabývá vlivem polohy při provádění spirometrie, většinou je porovnávána poloha stoje a sedu. Výsledky se však mírně liší. V praxi je provádění spirometrie ve stoje je také přijatelné, ale obvykle je primární volbou sed, aby se snížilo riziko pádu např. v důsledku kašle nebo tendence k synkopě v průběhu měření (Lalloo, 1991).

Pierson et al. (1976) porovnávali 235 jedinců s normální až těžkou ventilační poruchou ve stoji a sedu. Z výsledků vyplývá, že větší hodnoty FVC a FEV₁ byly zaznamenány v poloze sedu, ne však velmi klinicky významné. Limitou této studie je, že pořadí testování nebylo měněno. Začínalo se vždy měřením ve stoji.

Townsend (1984) testoval 90 osob středního věku, při testování střídal pořadí měření stoje a sedu, aby se zabránilo zkreslujícímu účinku pořadí při testování. Poznamenal, že obě hodnoty – FEV₁ a FVC měly ve stoji vyšší hodnotu.

Studie Gudmundsson et al. (1997) prokázaly malé zvýšení hodnoty FVC ve stoji, které bylo ale statisticky nevýznamné. McCoy et al. (2010) ve své studii neprokázali významné zvýšení PEF ve stoji oproti sedu u zdravých osob. De (2012) prokázal zvýšení FVC ve stoji proti sedu, ale hodnota FEV₁ mezi sedem a stojem u pacientů s chronickou obstrukční plicní nemocí (CHOPN) byla statisticky nevýznamná. Díky této rozdílnosti byla u některých pacientů při diagnostice díky zvýšení parametrů FVC při stoji obstrukce klasifikována jako reverzibilní oproti sedu.

2.6.3 Spirometrické parametry

Spirometrické parametry bývají rozdělovány na statické a dynamické. Mezi statické parametry patří 4 plicní objemy – inspirační rezervní objem (IRV), expirační rezervní objem (ERV), reziduální objem (RV), dechový objem (VT) a 4 plicní kapacity – inspirační kapacita (IC), funkční reziduální kapacita (FRC), vitální kapacita (VC), celková plicní kapacita (TLC). Kapacity jsou přitom vyjadřovány součtem dvou nebo více objemů.

Objemy i kapacity dělíme na statické a dynamické (Tabulka 1). U statických parametrů není sledován vztah k času. Měří se při pomalých dechových manévrech a nezávisí na síle výdechu – VC, TLC, RV, IRV. U dynamických parametrů je pak sledován vztah k času – FVC, FEV₁, MEF, FEF, PEF (Kolek et al., 2014).

Tabulka 1: Hlavní spirometrické parametry

Dechový objem (VT), (l) – objem vzduchu, který vdechneme při klidovém nádechu po ukončeném klidovém výdechu, nebo také objem vzduchu, který vydechneme při klidném výdechu po ukončení klidového inspira
Vitální kapacita (VC), (l) – maximální objem vzduchu, který lze po maximálním nádechu vydechnout (EVC) nebo po maximálním výdechu nadechnout (IVC). Tato hodnota je získána pomalým neusilovným manévrem, není tak zkreslena a může být snižena z důvodu kolapsu periferních dýchacích cest.
Usilovná vitální kapacita (FVC), (l) – maximální objem vzduchu, který lze po maximálním nádechu prudce vydechnout při maximálním úsilí, což může způsobit u pacientů s CHOPN předčasný uzávěr periferních dýchacích cest a zhoršení obstrukce.
Usilovně vydechnutý objem za 1 sekundu (FEV_1), (l) – objem vzduchu vydechnutý s největším úsilím za 1 sekundu po maximálním nádechu. Zároveň s hodnotou Tiffeneauova indexu hodnotíme míru obstrukce.
Tiffeneauův index ($FEV_1/FVC;VC$), (%) – poměr usilovně vydechnutého objemu za 1 sekundu k usilovné nebo neusilovné vitální kapacitě vyjádřený v procentech.
Vrcholový výdechový průtok PEF; (l/s) – nejvyšší rychlost na vrcholu usilovného výdechu
Maximální usilovný výdechový průtok (MEF); (l/s) – hodnoty na různých úrovních FVC, kterou je ještě třeba vydechnout (nejčastěji na 75%, 50% a 25% FVC)
Průtok na konci usilovného výdechu (FEF); (l/s) – hodnoty na různých úrovních již vydechnuté FVC (25%, 50% a 75%)
Maximální průtok dosažený na vrcholu nádechu (PIF)
Střední nádechový průtok na úrovni 50% nadechnuté FVC (MIF50)

2.6.4 Diagnostika a diferenciální diagnostika

Porucha ve výměně plynů či ekonomiky dýchání zapříčiňuje vznik patologických stavů a onemocnění dýchacích cest (Máček & Smolíková, 1995). Tyto změny lze zjistit na základě spirometrického vyšetření.

Optické hodnocení zápisu křivky přispěje k posouzení kvality provedení. FEV_1 je více závislá na volném úsilí než FEF_{25-75} , k obstrukci v malých dýchacích cestách je citlivější

FEF₇₅₋₈₅ vyjadřující průtok v terminální části výdechu. Za patologické bývají považovány hodnoty pod 75 % NH. VC i FVC mohou být sníženy jak u chorob restričních, tak obstrukčních (Kolek et al., 2014).

Z hlediska etiologie se respirační poruchy dělí na obstrukční a restriční.

Obstrukční ventilační poruchy jsou typické obstrukcí dolních cest dýchacích, která může být lokalizovaná nebo generalizovaná. Při lokalizované poruše nedochází téměř k žádným zřetelným změnám ventilačních parametrů, kdežto u generalizovaných se projeví významně. Při obstrukci je omezena průchodnost dýchacích cest, zvyšuje se jejich dynamický odpor a reziduální objem plic (Kandus & Satinská, 2001). Na obstrukci se podílí bronchospasmus, zánět, zvýšená tvorba hlenu a otok. Podle Máčka & Smolíkové (1995) obstrukce vyvolá zvýšený odpor, který musí být kompenzován zvýšeným dechovým úsilím s vysokým podílem dynamické dechové práce. Problém činí především výdech. Při usilovném výdechu se zvýší nitrohruční tlak, čímž dochází k předčasnému uzavření patologicky změněných bronchů, aniž by došlo k vydechnutí vzduchu (Vokurka et al., 2005). Obstrukční poruchy jsou astma bronchiale, CHOPN, bronchiektázie a cystická fibróza (Kandus & Satinská, 2001).

U pacientů s obstrukcí dýchacích cest lze při spirometrickém vyšetření zaznamenat změny některých plicních objemů a kapacit. Je to především FEV₁, který by u pacienta bez obstrukce měl být více než 80 % VC. Pokud je tato hodnota menší než 80 % VC, jde o diagnostickou známku obstrukční choroby, při těžší obstrukci může být hodnota FEV₁ méně než 60 nebo i 40 % VC (Slavíková & Švíglerová, 2012; Fišerová et al., 2004). Charakteristická je i změna indexu FEV₁/VC při normální nebo zvýšené hodnotě TLC.

Při restričních plicních chorobách ztrácí plicní parenchym a hrudník možnost roztažení. Projeví se to snížením celkové kapacity plic při nezvýšeném odporu dýchacích cest (Kandus & Satinská, 2001). Naproti tomu Máček & Smolíková (1995) udávají vysoké zvýšení statických odporů, a tím i vyšší statickou dechovou práci. Patofyziologicky dojde k úbytku funkčního plicního parenchymu nebo omezení jeho ventilace z důvodu zvýšené tuhosti parenchymu, omezení pohyblivosti hrudníku nebo ztlustění pohrudnice.

Bývá přítomna u intersticiálních plicních procesů, pneumotoraxu, pleurálního výpotku, atelektázy, rozsáhlých pneumonií, po chirurgických resekcích plicního parenchymu, u onemocnění hrudní stěny či bránice, poruchách dýchacího svalstva, při obezitě.

Ze subjektivních příznaků dominuje dušnost jako známka přetížení dýchacího svalstva, někdy i kašel a únava. Dýchání se stává neekonomické, pacient dýchá většinou rychleji a povrchněji, což je dáno zvýšením podílu statické složky dechové práce (Vokurka et al., 2005; Máček & Smolíková, 1995).

U onemocnění restriktivního typu jsou při spirometrii sníženy statické dechové veličiny vitální kapacita (VC) a celková plicní kapacita (TLC), dynamické dechové veličiny (FEV₁) jsou často nesníženy. Sníženy mohou být sekundárně, úměrně ke snížení hodnoty VC. (Kandus & Satinská, 2001; Kolek et al., 2014).

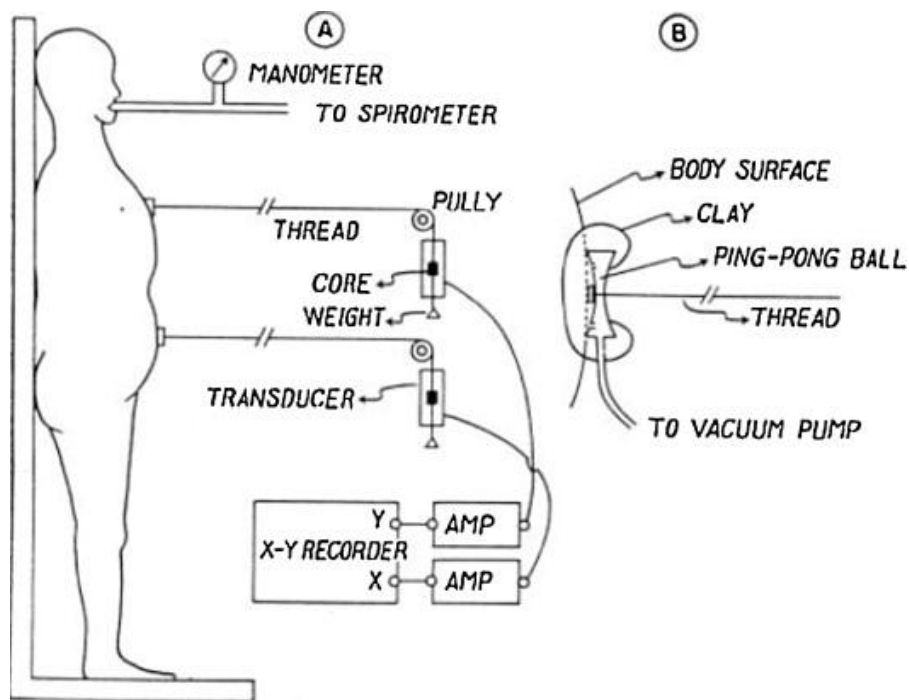
2.7 Metody hodnotící kinematiku hrudníku

Posuzování pohybu hrudní stěny je základní a nezbytnou složkou při hodnocení kvality či patologie respiračního systému, ať už se jedná o problém na úrovni dýchacích cest, plic, hrudní stěny či svalů. Rostoucí počet technologických možností přináší nové způsoby měření pohybu hrudní stěny, kde každý má své individuální výhody a nevýhody. Na rozdíl od kvantitativně vyjádřené spirometrie nám poskytují konkrétnější informace o tom, jak různé části participují na dýchání, a charakterizovat tak jejich vzájemný dynamický vztah (levá vs. pravá strana, břišní vs. abdominální část aj.). Většina starších měřících metod je založena na odhadu plicních objemů z pohybu hrudníku a břišní stěny pomocí připevněných zařízení, novější využívají externí zobrazovací zařízení (Seddon, 2015).

Konno a Mead (1967) byli první, kdo se pokusili o měření a matematickou analýzu pohybu hrudní stěny. Sestrojili zařízení z provázků a kladek upevněných na hrudník a břišní stěnu, jejichž pohyb byl měřen a následně lineárně převeden.

Prokázali, že u zdravých jedinců je možné poměrně přesně předvídat změny objemu (kontrolováno spirometrem) měřením změn v předozadním průměru hrudníku a břicha. Také poukázali, že relativní zapojení hrudníku a břicha se liší při různých podmínkách. Například zjistili, že exkurze abdominální komponenty má na svědomí více než polovinu dechového objemu, ale daleko méně než polovinu vitální kapacity. Také, že abdominální komponenta se podílí na objemových změnách více v poloze supinace než stojí.

Obrázek 3: Měřicí zařízení sestavené Konno a Mead (1967)



Od této doby byly využívány zejména následující metody:

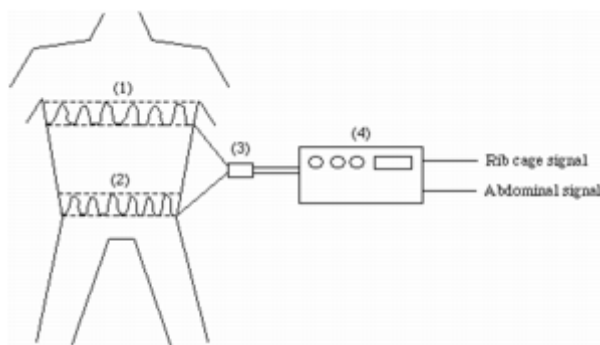
2.7.1 Impedanční pletysmografie (impedance pneumografie, IP)

Impedanční pletysmografie využívá skutečnosti, že lidské tělo obsahuje mnoho vody, vede tedy elektrický proud. Představuje také poměrně vysokou impedanci na protékající elektrický proud. Tato impedance se mění v závislosti toho, jak se tělo rozpíná a smršťuje, což představuje hrudní a břišní pohyby při dýchání. Při nádechu se zvětšuje objem plic, klesá vodivost a zvyšuje se elektrická impedance hrudníku. Využívá se zapojení s elektrodami, které jsou připojeny na kůži a prochází jimi slabý střídavý elektrický proud, následně je změřena impedance (Rozman, 2006).

2.7.2 Respirační indukční plethysmografie (respiratory inductive plethysmography, RIP)

Jsou pro ni charakteristické elastické pásy s drátěnými cívkami, které získávají informace o objemových parametrech ze změn obvodu hrudníku a břicha změnou frekvence. Během inspirace plocha hrudního koše a břicha zvyšuje vlastní indukčnost cívek a četnost jejich oscilace. Demodulátorem jsou pak převedeny na digitální signály, kde amplituda křivky je úměrná inspirovanému objemu dechu (Salerud, 2015).

Obrázek 4: Znázornění respirační indukční plethysmografie, hrudní (1) a břišní (2) pás, oscilátor (3) a demodulátor (4)



(Zdroj: <http://www.imt.liu.se/bit/staff/tomst/rip.html>)

2.7.3 Optoelektronická plethysmografie (optoelectronic plethysmography, OEP)

Pacienta snímají optické infračervené kamery, které jsou schopny přesně sledovat během dýchání pohyb značek umístěných na pacientově těle. Díky použití algoritmů metoda přeloží pohyb hrudníku na změny respiračních objemů. Metodou lze přesně měřit stávající objem v plicích, vitální kapacitu, respirační frekvenci, dobu trvání inspirace a expirace, průměrnou inspiraci a expiraci.

Optoelektronická plethysmografie je metoda neinvazivní, snadno používaná v případě nespolupracujících pacientů. Na rozdíl od tradičních plethysmografických vyšetření není OEP ovlivněna vlhkostí a kolísáním teplot, a může být použita pro měření po delší dobu. Kamery jsou schopny vytvořit až 120 snímků za sekundu. Software poté spočítá s vysokou přesností 3D (trojrozměrné zobrazení) souřadnice značek na těle pacienta. Výhodou také je, že metoda

nevyžaduje žádnou kalibraci pro konkrétního pacienta. Systém může být kalibrován pouze jednou a to na začátku dne. Z OEP je možné buď získat pohyb celé hrudní stěny anebo jeho různé části (pohyb horní části hrudníku, pohyb spodní části hrudníku) (Calverley & Koulouris, 2005).

2.7.4 Radiologické metody (MRI)

Tyto techniky poskytly informace o regionálním chování hrudní stěny a přinesly údaje, jak se hrudní stěna chová v průběhu dýchání především v patologických situacích při vpáčeném hrudníku, skolióze (Seddon, 2015). Ukázala se dobrá korelace se spirometrií při hlubokém dýchání, problematičtější je diagnostika při dýchání klidovém (Tokuda et al., 2009). Aplikace této metody není doporučována mladším a těžce nemocným dětem.

Analýza 3D pohybů při dýchání

Většina studií z této oblasti se zaměřují zejména na změny kinematických parametrů mezi jednotlivou polohou lehu, stoje a sedu. Méně je již zpracována rozličnost pohybu trupu v odlišných typech sedu. Stejně jako u hodnocení změny ventilačních parametrů, i tady byly naměřeny nejmenší hodnoty expanze hrudníku i břišní stěny vleže. Oproti sedu expanze poklesla ve všech polohách vleže, hodnoty expanze v supinaci a pronaci se podobaly (Naitoh, 2014).

Groote et al. (1997) ve svém výzkumu pomocí 3D kinematické analýzy systémem Elite sledovali pohyby hrudního koše a břišní stěny v poloze vsedě. Zjistili, že markery přiložené na ventrální a laterální straně hrudního koše vykazovaly největší směr pohybu ventrálním a kraniálním směrem a to v průměru o 3-5 mm, laterálním směrem došlo k rozvoji hrudního koše pouze o 1-2 mm. Břišní dutina se při inspiriu pohybovala zejména směrem ventrálním, ostatní složky pohybu byly zanedbatelné.

Při měření 3D pohybů hrudníku a břišní stěny mezi sedem kyfotickým a vzpřímeným Lee et al. (2010) zaznamenali vyšší hodnoty průměrů na konci expirace ve vzpřímeném sedu v následujících parametrech: předozadní průměr horního hrudníku (mezi manubrium sterni a Th1), předozadní průměr v úrovni axily (mezi sternem a Th7), laterolaterální průměr mezi axilami. Naopak tomu bylo v břišní krajině, kde byly větší hodnoty průměrů na konci expirace naměřeny v sedu kyfotickém: předozadní průměr břišní stěny (mezi umbilicus a L3)

a průměr laterolaterální v úrovni Th9. Takto se trup chová na konci expirační fáze. Pohybové změny během dýchání byly zaznamenány následovně: předozadní průměr horního hrudníku, předozadní průměr v úrovni axily byly menší ve vzpřímeném sedu, průměr v laterolaterální úrovni Th9 byl větší. Beze změn pak v průměru mezi axilami a v předozadním průměru břišní stěny. Tyto a jiné výsledky z odlišných pozic této studie potvrdily hypotézu, že snížená aktivita v jednom dechovém segmentu předurčuje ke zvýšení pohybové exkurze v jiném trupovém segmentu. Také se potvrdilo, že změna v jedné rovině může vyvolat třidimenzionální změny v pohybu hrudníku (Lee et al., 2010).

Další práce (Lucáková, 2010) porovnávala rozdílnost parametrů mezi polohou sedu a stoje pomocí 3D systému Qualisys. Bylo zjištěno, že ve stoji dechové výchylky hrudníku i dechové objemy plic vykazují oproti sedu značné změny. Expanze hrudníku v sagitální rovině měřena pomocí vzdáleností 2 bodů se ve stoji průměrně snížila. Expanze hrudníku měřená pomocí plochy v transverzální rovině se ve stoji průměrně snížila. Naopak došlo ke zvýšení expanze hrudníku měřené pomocí plochy v sagitální rovině.

Z těchto studií se rovněž můžeme přesvědčit, že změnou polohy těla je vyvolána i změna v kinematice trupu.

2.7.5 Systém Vicon MX

Systém Vicon MX se řadí mezi jednu z optických metod k záznamu pohybu lidí, zvířat a modelů, která je v dnešní době využívána v moderní medicíně, nejčastěji pro analýzu chůze. Pro analýzu pohybů hrudníku doposud nebyl vyvinut jednotný doporučený postup. K dosažení co nejlepší kvality záznamu se snímání odehrává v laboratorním prostředí při konstantních podmínkách.

Princip metody spočívá v použití značek, které umožňují odraz signálu vysílaného z okolí objektivu kamer. Systém Vicon MX užívá překrytí značek retroreflexní páskou, ta umožňuje odraz infračerveného záření emitovaného z kamer. Zásadní je rozmístění soustavy kamer ve fixních pozicích snímajících konkrétní scénu pokrytou zorným úhlem všech kamer z několika pohledů. Kamery jsou navzájem synchronizovány s vysokou přesností, aby snímaly obrazy ve stejný čas. I při malých odchylkách může docházet k velkým chybám v měření.

Celý systém je tak nutno nejdříve zkalibrovat (nasnímat ze všech kamer nějaké těleso o známé velikosti). Během tohoto procesu se určí přesná poloha a natočení každé kamery.

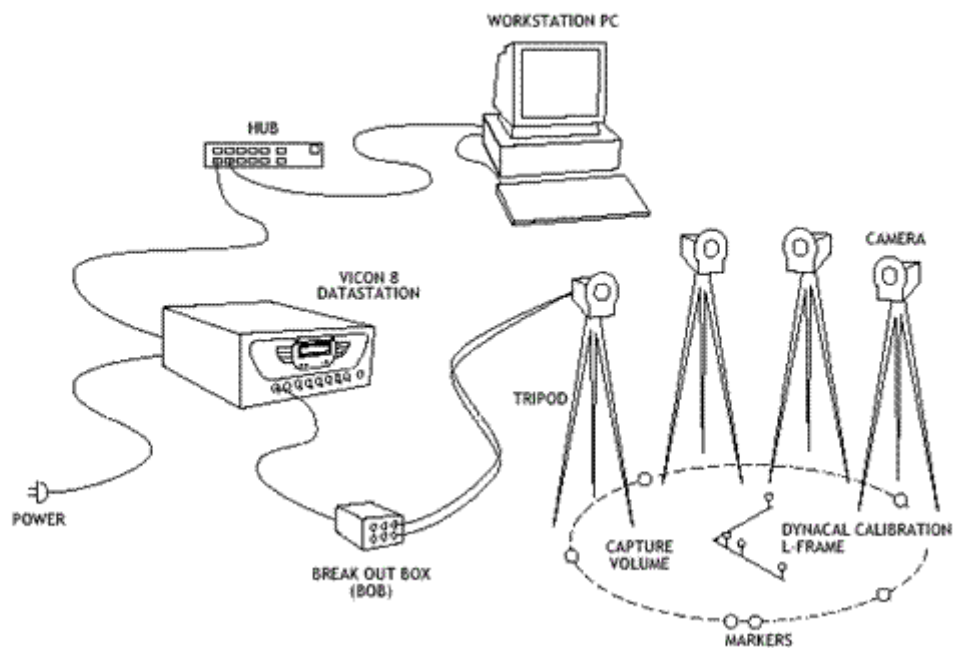
Při snímání udělá každá z kamer v určitých časových intervalech obraz scény. V těchto obrazech je následně určena 2D pozice každého ze snímaných markerů. Tyto souřadnice, různé pro každý obraz, jsou v kombinaci se znalostí přesného umístění dané kamery v prostoru dále použity pro výpočet 3D souřadnic sledovaných bodů (Janura et al., 2012).

Na měřený objekt jsou upevněny značky dle potřebných snímaných anatomických bodů těla. Problémem při palpaci může být větší množství podkožního tuku nebo malé zkušenosti vyšetřující osoby (Janura & Zahálka, 2004). Při označení bodů je třeba brát v úvahu, že mezi strukturou na kosti a značkou na povrchu těla se nachází vrstva měkkých tkání, což způsobuje posun značky v průběhu pohybu a z toho vyplývající možnost vzniku chyby. Ta je závislá zejména na antropometrických parametrech jedince a na změnách rychlosti pohybu (Neumannová et al., 2015).

Zdroj světla (blízkého infračervenému) kolem objektivů kamer vyzařuje světlo, které reaguje s reflexními značkami umístěnými na skenovaném objektu. Dráha jednotlivých markeru o možné velikosti 1,5-70 mm je pak zaznamenána pomocí rozlišení stupně šedi a výpočtu jejich středů a dále připravena k dalšímu zpracování. Snímání má vysokou přesnost ($\pm 0,1$ mm). Záznam je nakonec exportován do formátu na paměťové médium. V různých programech je možná další analýza výstupních parametrů (Svoboda & Janura, 2010).

Kinematická analýza pohybu hrudníku pro zhodnocení dechových pohybů během spirometrie v odlišných typech sedu nebyla zatím provedena. Vzhledem k tomu, že poloha může ovlivňovat i plicní funkce, je na vyhodnocení vlivu polohy na ventilační parametry a kinematiku dechových pohybů právě v sedu zaměřena tato práce.

Obrázek 5: Schéma měření systémem Vicon MX



(Zdroj: <http://www.wbc.poznan.pl/Content/21212/XSL%20Output.html>)

3 CÍLE A HYPOTÉZY

CÍLE

Hlavní cíl:

Cílem práce bylo zhodnotit změny vybraných ventilačních a kinematických parametrů dvou typů sedu (vzpřímený a kyfotický) během spirometrického vyšetření u zdravých žen.

4 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

V1: Jak se liší měřené ventilační parametry mezi polohou vzpřímeného a kyfotického sedu?

V1a: Jak se liší hodnota VT naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu?

V1b: Jak se liší hodnota VC plic naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu?

V1c: Jak se liší hodnota FEV₁ naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu?

V1d: Jak se liší hodnota FVC naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu?

V1e: Jak se liší hodnota PEF naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu?

V2: Jak se liší měřené kinematické parametry mezi polohou vzpřímeného a kyfotickém sedu?

V2a: Jak se liší vzdálenost snímaných bodů (AC, SC, Asup, Ainf, Rib, Rib3, RibO, RibO2) naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu při klidovém dýchání?

V2b: : Jak se liší vzdálenost snímaných bodů (AC, SC, Asup, Ainf, Rib, Rib3, RibO, RibO2) naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu při maximálním nádechu?

V2c: : Jak se liší vzdálenost snímaných bodů (AC, SC, Asup, Ainf, Rib, Rib3, RibO, RibO2) naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu při maximálním výdechu?

V2d: : Jak se liší vzdálenost snímaných bodů (AC, SC, Asup, Ainf, Rib, Rib3, RibO, RibO2) naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu při maximálním nádechu a výdechu (max. rozsah)?

Komentář k výzkumné otázce V2a-V2d: vzdálenost snímaných bodů byla hodnocena ve směru vertikálním, bočním a předozadním.

5 METODIKA

5.1 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor tvořily studentky oboru fyzioterapie Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Základní soubor tvořilo 63 studentek, které byly vybrány na základě anamnestického vyšetření. V tomto souboru se nacházely studentky, které netrpěly žádným akutním ani chronickým onemocněním dýchacích cest, nebyla u nich zjištěna žádná neurologická ani ortopedická vada, ani výrazné omezení v dynamice páteře. Zvláštní pozornost byla věnována nepřítomnosti paradoxního dýchání. Náhodným výběrem byl poté vytvořen soubor 18 probandek, které se zúčastnily měření schváleného etickou komisí (Příloha 3).

5.2 Anamnéza

U všech probandek byly odebrány základní anamnestické údaje. Při odběru anamnézy bylo zjišťováno, zda se testované osoby léčí na nějaká onemocnění, zda měly operace, úrazy nebo prodělaly jiná závažná onemocnění. Byla taktéž odebrána rodinná, sociální a sportovní anamnéza. U testovaných osob byla zjišťována tělesná výška a váha pro výpočet body mass indexu (BMI).

5.3 Měřené parametry

Pomocí spirometru byly měřeny dechové parametry VT, VC, FEV₁, FVC, PEF, dále byla v prostoru pomocí 3D systému Vicon MX měřena expanze hrudního koše dle vzdáleností bodů AC, SC, Asup, Ainf, Rib, Rib3, RibO, RibO2.

5.4 Měřící a vyšetřovací postupy

Pro zajištění standardizace vstupního vyšetření probíhalo měření a vyplnění formuláře v klidné místnosti s teplotou mezi 22-24°C. Vyšetřované osoby byly předem seznámeny

s průběhem jednotlivých postupů a požadovanými podmínkami (vyvarovat se větší fyzické námaze, stresovým situacím a pití alkoholu den před vyšetřením a v den vyšetření).

Měření probíhalo v biomechanické laboratoři na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. U všech probandek výběrového souboru bylo provedeno spirometrické vyšetření a měření pomocí systému Vicon MX.

Pro potřeby výzkumu jsme potřebovali dva počítače, jeden zaznamenával data z kamer a druhý snímal spirometrické hodnoty.

5.5 Standardizace sedu

Byla použita židle bez opěradla s nastavitelnou výškou sedadla. Proband byl ve spodním prádle, na bosu a byl instruován, ať zaujme danou polohu sedu, která byla nacvičena před samotným měřením.

Předem byly probandky náhodně rozřazeny do skupin dle pořadí měřeného sedu. Jedna skupina začínala sedem vzpřímeným, druhá kyfotickým, takže pořadí měření sedu se u jednotlivých probandů přesně střídalo.

5.5.1 Vzpřímený sed

Při měření byl vzorem klasický vzpřímený sed dle Brüggera. Proband byl korigován dle olovnice, která byla spuštěna z ušního boltce a musela procházet ramenními a kyčelními klouby. Olovnice spuštěná z oblasti týlu hlavy musela procházet gluteální rýhou. Úhel v hlezenních, kolenních a kyčelních kloubech byl za pomoci goniometru zvolen 90°. Dolní končetiny byly rozkročeny na šířku ramenních kloubů, plosky byly v kontaktu ve třech bodech. Poloha hrudní páteře byla v protažení bederní páteře s pánví v neutrální pozici při vytvoření harmonické torakolumbální lordózy. Poloha krční páteře taktéž v protažení hrudní páteře. Pohled očí směřoval přímo vpřed. Jedna horní končetina byla položena volně na klíně, druhou si proband přidržoval náustek.

5.5.2 Kyfotický sed

Proband byl instruován k maximálně uvolněnému sedu, při kterém došlo k poklesu hrudníku, kyfotizaci celé páteře a sklopení pánve vzad, protrakci ramenního pletence a předsunutému držení hlavy s extenzí v hlavových kloubech. Poloha dolních a horních končetin byla zachována.

5.6 Statistické zpracování

Jednotlivé hodnoty byly statisticky zpracovány. Pro ověření normality kinematických dat byl použit test Kolmogorov-Smirnov. Data neměla normální rozložení, byl tedy použit neparametrický test. Pro spirometrická data byl použit Wilcoxonův test, rovněž varianty vzpřímeného a kyfotického sedu byly při hodnocení kinematických dat porovnány Wilcoxonovým testem.

5.7 Spirometrické vyšetření

Měření probíhalo pomocí spirometru ZAN 100 Handy USB v souladu s doporučeními a kritérii akceptovatelnosti dle guidelines. Spirometrické vyšetření prováděla vedoucí diplomové práce Mgr. Kateřina Neumannová, PhD. Před vlastním měřením byly všechny testované osoby seznámeny s průběhem vyšetření a byl nacvičen zkušební pokus v habituálním sedu probanda.

Proband byl uveden do měřené polohy a před zahájením měření si dýchal v klidu s přiloženým náustkem a nosním klipem. Poté byl vyzván, aby provedl pomalý dlouhý výdech, po kterém následoval maximální nádech a po něm maximální prudký výdech.

V průběhu měření je důležitá správná instruktáž. Mezi jednotlivými pokusy byla dodržena 1 minutová pauza. Pokud byl pokus vyhodnocen jako nesprávný z důvodu špatného provedení, byl opakován.

5.8 Měření kamerovým systémem Vicon MX

5.8.1 Standardizace rozložení markerů na těle probanda

Na probanda se upevnily pomocí kousků oboustranné lepicí pásky reflexní značky v těchto bodech:

ventrálně:

oboustranně sternoklavikulární kloub (SC)

oboustranně akromioklavikulární kloub (AC)

oboustranně 3. žebro v úrovni medioklavikulární čáry (Rib3)

oboustranně oblouk žebra (v polovině vzdálenosti umbilicus a processus xiphoideus) v úrovni medioklavikulární čáry (RibO)

oboustranně přední horní spiny (SIAS)

dorsálně:

obratel C7 (C7)

oboustranně horní úhel lopatky (Asup)

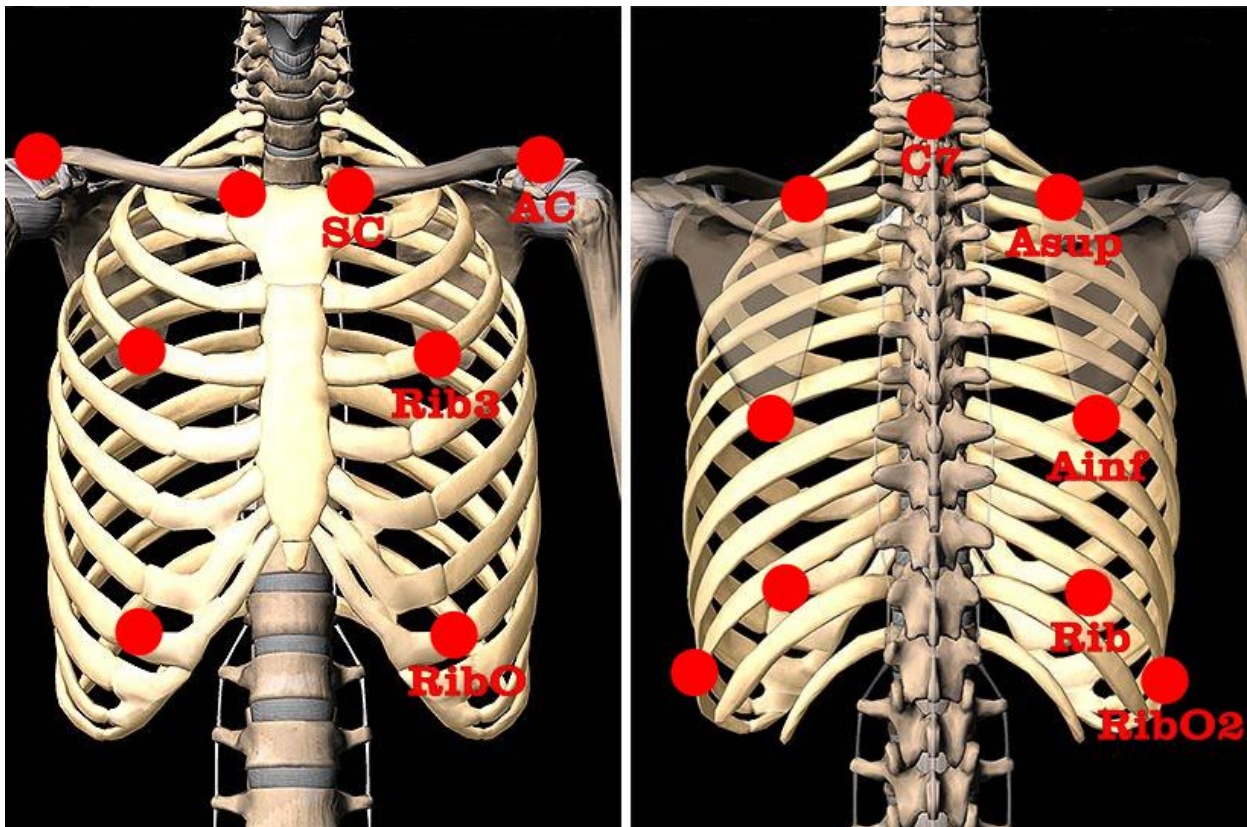
oboustranně dolní úhel lopatky (Ainf)

oboustranně oblouk žebra (v polovině vzdálenosti umbilicus a processus xiphoideus) v rovnoběžné úrovni s předními markery (Rib)

oboustranně nejlaterálnější bod oblouku posledního nepravého žebra (RibO2)

oboustranně zadní spiny (SIPS)

Obrázek 6: Rozložení markerů na těle probanda ventrálně a dorsálně



5.8.2 Měřící vybavení

Měření probíhalo pomocí systému Vicon MX MX (Vicon MX Motion Systems Ltd., Oxford, Spojené království). Do prostoru bylo umístěno 6 kamer o snímací frekvenci 200 Hz, které byly otočeny směrem na střed. Ten byl tvořen černou deskou, na které byla umístěna židle. Po spuštění kamer byl vyznačen prostor, kde probíhalo měření. Kamery byly zkalibrovány a bylo provedeno zkušební měření.

5.8.3 Zpracování získaných dat

Celkově jsme získali k vyhodnocení data z jednoho pokusu v každém typu sedu. Data sloužila pro výpočet klíčových parametrů na hrudníku. Tyto parametry jsme použili pro porovnání dýchání mezi sedem vzpřímeným a kyfotickým.

Pro zpracování dat jsme použili tyto programy: Vicon MX Nexus a Microsoft Excel. Nejprve se pracovalo v programu Vicon MX Nexus, kde bylo potřeba ke značkám přiřadit

jejich reálné názvy, případně doplnit body, které systémem v určitých momentech nebyly zachyceny. Výsledné souřadnice bodů byly exportovány do formátu ASCII pomocí programu Vicon MX BodyBuilder. Posléze byl využit program Microsoft Office Excel. Do něj jsme nejprve převedli získaná data každého markeru, poté zde probíhaly všechny matematické operace sloužící ke zjištění sledovaných parametrů. Z těchto tabulek jsme postupně získávali grafy. Grafy se týkaly změn polohy vybraného bodu v závislosti na čase.

Popis parametrů

Po zpracování veškerých dat jsme vybrali následující body a definovali jejich pohyb ve 3 různých směrech (vertikální, předozadní a boční). Body SIPS a SIAS jsme při vyhodnocení nevyužili, posloužili však k orientaci při označování bodů.

Tabulka 2: Definování pohybu bodů ve směru vertikálním

Vertikální	pohyb bodu vztažený k pohybu C7 (průměr z levé a pravé strany)	AC
		Ainf
		Asup
		Rib3
		Rib
		RibO
		RibO2
		SC

Tabulka 3: Definování pohybu bodů ve směru předozadním

Předozadní	Polovina vzdálenosti předního a zadního bodu (průměr z levé a pravé strany)	AC
		SC
		Rib3
		RibO

Komentář: K předním bodům uvedeným v Tabulce 3 byly přiřazeny následující zadní body: AC – C7, SC – Asup, Rib3 – Ainf, RibO – Rib.

Tabulka 4: Definování pohybu bodů ve směru bočním

Boční	polovina vzdálenosti levého a pravého bodu	AC
		Ainf
		Asup
		Rib3
		Rib
		RibO
		RibO2
		SC

Dále bylo nutné definovat parametry, na základě kterých byly oba typy sedu porovnávány.

Tabulka 5: Definování parametrů

Rozsah klid (RK) – rozsah pohybu při klidovém dýchání v intervalu 15 vteřin.
Nádech (N) – maximální výchylka (vzhledem k průměrné poloze při klidovém dýchání) při maximálním nádechu.
Výdech (V) – maximální výchylka (vzhledem k průměrné poloze při klidovém dýchání) při maximálním výdechu.
Rozsah maximální (RM) – rozsah pohybu při maximálním nádechu a výdechu.

6 VÝSLEDKY

V této kapitole jsou uvedeny výsledky k výzkumným otázkám vyplývající ze spirometrického vyšetření a měření systémem Vicon MX.

6.1 Spirometrické měření

V rámci spirometrického vyšetření byly hodnoceny dechový objem (VT), vitální kapacita plic (VC), usilovně vydechnutý objem za 1 s (FEV_1), usilovná výdechová vitální kapacita (FVC), vrcholový výdechový průtok (PEF).

6.1.1 Výsledky k výzkumné otázce 1

Z výsledků vyplývá, že v kyfotickém sedu byly hodnoty všech sledovaných ventilačních parametrů nižší. Statisticky významně pak parametry VC, FVC a PEF. Dále jsou uvedeny jednotlivé průměrné hodnoty v procentech náležité hodnoty (Tabulka 6) a v jednotkách spirometrických veličin (Tabulka 7).

Tabulka 6: Ventilační parametry - vyjádření v procentech náležité hodnoty normy

ventilační parametr	vzpřímený sed (% NH)	kyfotický sed (% NH)	rozdíl (% NH)	hladina statistické významnosti
VC	100,39	97,22	3,17	0,004
FEV₁	96,83	96,50	0,33	0,802
FVC	96,56	94,17	2,39	0,017
PEF	84,33	78,22	6,11	0,023

Tabulka 7: Ventilační parametry – vyjádření v měřených jednotkách

ventilační parametr	vzpřímený sed	kyfotický sed	rozdíl (%)	rozdíl (jednotka)	hladina statistické významnosti
VT (l)	0,77	0,72	0,15	53	0,331
VC (l)	4	3,87	3,25	130	0,003
FEV₁ (l/s)	3,36	3,35	0,3	10	0,757
FVC (l)	3,84	3,76	2,08	80	0,027
PEF (l/s)	6,3	5,84	7,3	460	0,02

V1a: Jak se liší hodnota VT plic naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu?

Naměřená hodnota VT plic ve vzpřímeném sedu je vyšší než hodnota VT plic v sedu kyfotickém. Rozdíl mezi průměrnými hodnotami činil 53 ml. Tato hodnota není statisticky významná ($p=0,332$).

V1b: Jak se liší hodnota VC plic naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu?

Naměřená hodnota VC plic ve vzpřímeném sedu je vyšší než hodnota VC plic v sedu kyfotickém. Rozdíl mezi průměrnými hodnotami činil 130 ml. Tato hodnota je statisticky významná ($p=0,003$). Náležitá hodnota VC u obou typů sedu se pohybuje v rozpětí hodnoty fyziologické normy.

V1c: Jak se liší hodnota FEV₁ naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu?

Naměřená hodnota FEV₁ ve vzpřímeném sedu je vyšší než hodnota FEV₁ v sedu kyfotickém. Rozdíl mezi průměrnými hodnotami činil 10 ml. Tato hodnota je statisticky nevýznamná ($p=0,757$). Náležitá hodnota FEV₁ u obou typů sedu se pohybuje v rozpětí hodnoty fyziologické normy.

V1d: Jak se liší hodnota FVC naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu?

Naměřená hodnota FVC ve vzpřímeném sedu je vyšší než hodnota FVC v sedu kyfotickém. Rozdíl mezi průměrnými hodnotami činil 80 ml. Tato hodnota je statisticky významná ($p=0,027$). Náležitá hodnota FVC u obou typů sedu se pohybuje v rozpětí hodnoty fyziologické normy.

V1e: Jak se liší hodnota PEF naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu?

Naměřená hodnota PEF ve vzpřímeném sedu je vyšší než hodnota PEF v sedu kyfotickém. Rozdíl mezi průměrnými hodnotami činil 460 ml. Tato hodnota je statisticky významná ($p=0,02$). Náležitá hodnota PEF u sedu kyfotického se pohybuje lehce pod hodnotou fyziologické normy.

6.2 Měření kamerovým systémem Vicon MX

V rámci měření systémem Vicon MX byl hodnocen pohyb bodů AC, SC, Asup, Ainf, Rib, Rib3, RibO, RibO2 ve 3 směrech (vertikální, boční a předozadní) mezi sedem vzpřímeným a kyfotickým.

6.2.1 Výsledky k výzkumné otázce 2

V2a: Jak se liší vzdálenost snímaných bodů (AC, SC, Asup, Ainf, Rib, Rib3, RibO, RibO2) naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu při klidovém dýchání?

Ve směru vertikálním (Obrázek 7) je významně vyšší rozsah pohybu při klidovém dýchání ve vzpřímeném sedu pro bod RibO2 ($p=0,016$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

Ve směru bočním je významně vyšší rozsah pohybu při klidovém dýchání ve vzpřímeném sedu pro body Ainf ($p=0,009$), Asup ($0,009$), RibO2 ($p=0,009$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

Ve směru předozadním je významně nižší rozsah pohybu při klidovém dýchání ve vzpřímeném sedu pro bod Rib3 ($p=0,022$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

V2b: : Jak se liší vzdálenost snímaných bodů (AC, SC, Asup, Ainf, Rib, Rib3, RibO, RibO2) naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu při maximálním nádechu?

Ve směru vertikálním je významně vyšší maximální výchylka pohybu při maximálním nádechu ve vzpřímeném sedu pro bod RibO2 ($p=0,004$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

Ve směru bočním je významně vyšší maximální výchylka pohybu při maximálním nádechu ve vzpřímeném sedu pro bod Rib3 ($p=0,008$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

Ve směru předozadním je významně nižší maximální výchylka pohybu při maximálním nádechu ve vzpřímeném sedu pro bod Rib3 ($p=0,005$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

V2c: : Jak se liší vzdálenost snímaných bodů (AC, SC, Asup, Ainf, Rib, Rib3, RibO, RibO2) naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu při maximálním výdechu?

Ve směru vertikálním je významně vyšší maximální výchylka pohybu při maximálním výdechu ve vzpřímeném sedu pro body AC ($p=0,002$), SC ($p=0,007$), Rib3 ($p=0,001$), RibO ($p=0,016$), významně nižší maximální výchylka pohybu je pak pro bod Ainf ($p=0,004$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

Ve směru bočním (Obrázek 8) je významně vyšší maximální výchylka pohybu při maximálním výdechu ve vzpřímeném sedu pro body Ainf ($p=0,005$), Asup ($p=0,008$), RibO2 ($p=0,004$), významně nižší maximální výchylka pohybu je pak pro bod Rib3 ($p=0,004$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

Ve směru předozadním je významně nižší maximální výchylka pohybu při maximálním výdechu ve vzpřímeném sedu pro bod SC ($p=0,005$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

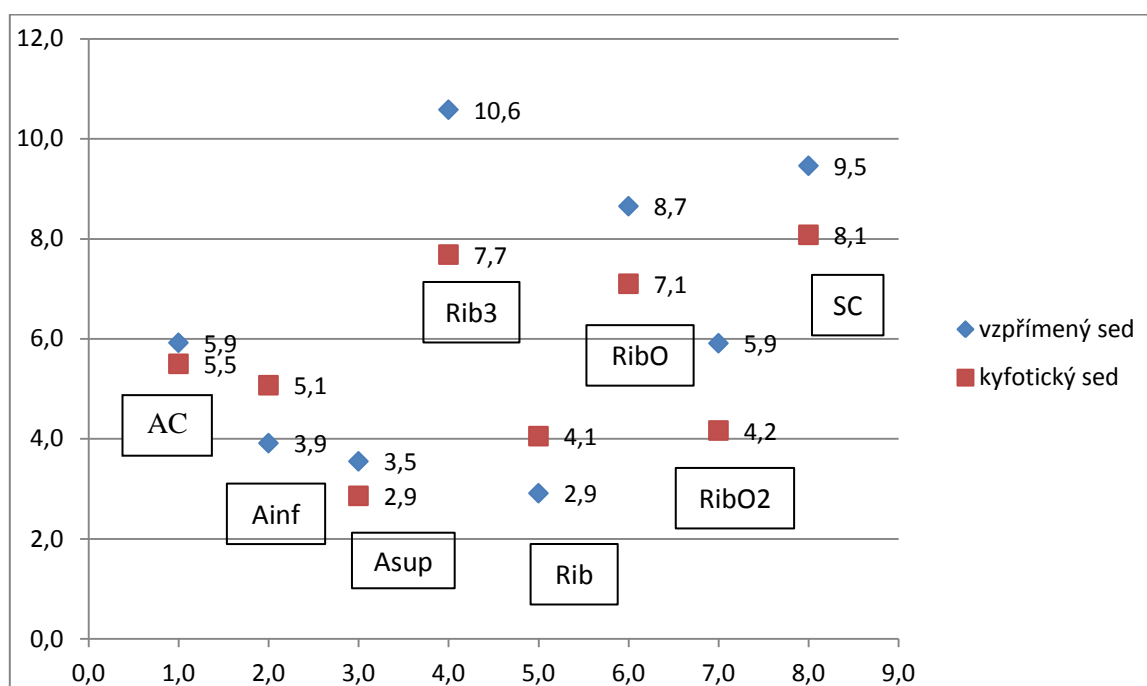
V2d: : Jak se liší vzdálenost snímaných bodů (AC, SC, Asup, Ainf, Rib, Rib3, RibO, RibO2) naměřená ve vzpřímeném a kyfotickém sedu při maximálním nádechu a výdechu (max. rozsah)?

Ve směru vertikálním je významně vyšší rozsah pohybu při maximálním nádechu a výdechu ve vzpřímeném sedu pro body AC ($p=0,016$), Rib3 ($p=0,005$), RibO ($p=0,007$), RibO2 ($p=0,002$), významně nižší je pak rozsah pohybu pro bod Ainf ($p=0,004$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

Ve směru bočním je významně vyšší rozsah pohybu při maximálním nádechu a výdechu ve vzpřímeném sedu pro body Ainf ($p=0,001$), Asup ($0,003$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

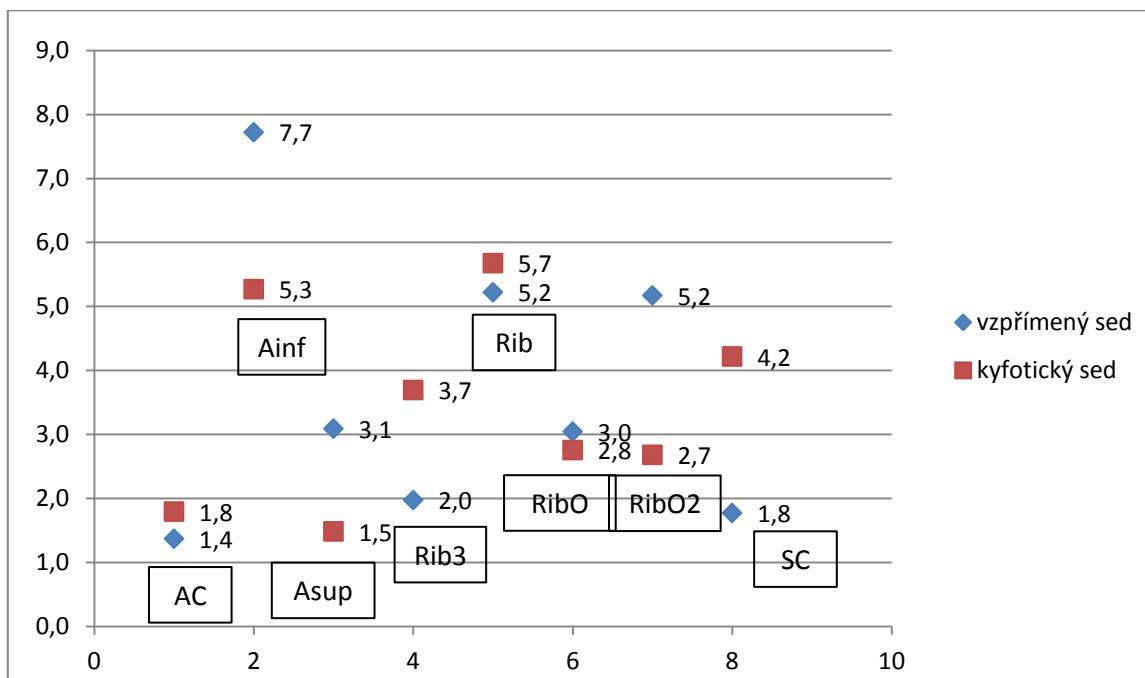
Ve směru předozadním je významně nižší rozsah pohybu při maximálním nádechu a výdechu v sedu vzpřímeném pro body SC ($p=0,005$), Rib3 ($p=0,008$). Ostatní měřené body nedosáhly hladiny statistické významnosti.

Obrázek 7: Porovnání hodnot expanze jednotlivých bodů ve směru vertikálním při klidovém dýchání v obou typech sedu. Hodnoty vyjadřují rozsah pohybu při klidovém dýchání (pohyb bodu vztažený k C7) v mm



Vysvětlivky: : **AC** – akromioklavikulární kloub, **Ainf** – dolní úhel lopatky, **Asup** – horní úhel lopatky, **Rib3** – 3. žebro v úrovni medioklavikulární čáry, **Rib** – oblouk žebra (v polovině vzdálenosti umbilicus a processus xiphoideus) v rovnoběžné úrovni s předními markery, **RibO** – oblouk žebra (v polovině vzdálenosti umbilicus a processus xiphoideus) v úrovni medioklavikulární čáry, **RibO2** – nejlaterálnější bod oblouku posledního nepravého žebra, **SC** – sternoklavikulární kloub

Obrázek 8: Porovnání hodnot expanze jednotlivých bodů ve směru bočním při maximálním výdechu v obou typech sedu. Hodnoty vyjadřují maximální výchylku (ve srovnání s průměrnou polohou při klidovém dýchání) při maximálním výdechu v mm



Vysvětlíky: **AC** – akromioklavikulární kloub, **Ainf** – dolní úhel lopatky, **Asup** – horní úhel lopatky, **Rib3** – 3. žebro v úrovni medioklavikulární čáry, **Rib** – oblouk žebra (v polovině vzdálenosti umbilicus a processus xiphoideus) v rovnoběžné úrovni s předními markery, **RibO** – oblouk žebra (v polovině vzdálenosti umbilicus a processus xiphoideus) v úrovni medioklavikulární čáry, **RibO2** – nejlaterálnější bod oblouku posledního nepravého žebra, **SC** – sternoklavikulární kloub

7 DISKUZE

V této práci jsme chtěli ozřejmit vliv polohy vzpřímeného sedu na ventilační parametry a kinematiku hrudníku v porovnání se sedem kyfotickým. Existuje několik studií, které se zabývaly podobnou tematikou, nicméně jsem nenalezla žádnou jinou studii, která by kombinovala spirometrické srovnání dvou poloh sedu společně s 3D kinematickou analýzou. Většina uskutečněných studií se primárně zabývá spirometrickými hodnotami mezi jednotlivými polohami sed, stoj a leh. Méně je již popsáno o rozvíjení hrudní stěny v těchto pozicích, téměř nic pak konkrétně mezi dvěma polohami sedu.

Poloha sedu je dnes nejčastěji používanou pracovní polohou. Sed běžně slouží pracovním úkonům v kancelářích i při ovládání různých strojů. Sedíme také ve škole, v dopravních prostředcích, doma při trávení volného času. Sed postupně nahrazuje různorodou pohybovou aktivitu člověka. V poloze sedu bývá často tendence k patologickému flekčnímu držení trupu se závěsem do ligament, což vyvolává zvýšení hrudní kyfózy, snížení až vymizení bederní lordózy a předsun hlavy. O tomto typu sedu hovoříme v této práci jako o kyfotickém. S touto nevýhodnou posturou se zmenšuje také rozsah dechových pohybů. Je-li kyfotická poloha preferována dlouhodobě, stává se navyklým držením, které je automaticky udržováno jako vadný pohybový program, což sekundárně může vést k trvalým tvarovým změnám páteře i dechového mechanismu (Véle, 2012).

V přímém kontextu s rehabilitací je sed i standardní polohou při výkonu spirometrického vyšetření a preferovanou polohou při provádění respirační fyzioterapie. Funkce plic a vlastně celého systému participujícího na dýchání je v klinické diagnostice hodnocena na základě parametrů plicních objemů a kapacit, tzn. na základě spirometrie. Výsledky jsou závislé na fyzikálních a mechanických vlastnostech plic, hrudního koše a respiračních svalů. Je to tedy kvantitativní hodnocení. Nicméně už nám říká jen málo o zapojení jednotlivých segmentů. Pro tyto potřeby bylo během našeho testování využito i měřícího kamerového systému Vicon MX.

Změna plicních funkcí a pohybu hrudní stěny byla rovněž popsána za patologických situací, především při posturálních deformitách (Kalliakosta et al., 2007 in Lee et al., 2010), zejména u skolióz (Takahashi et al., 2007 in Lee et al., 2010), ankilozujících spondylitid, revmatoidní artritidy (Bégin, 1988 in Lee et al., 2010), a to hlavně díky strukturálním změnám promítajících se do poddajnosti hrudníku. Posturální změny mohou být také vyvolány díky

faktorům životního stylu, věkem, asociací s bolestí nebo zraněním. Následkem změny postury sedu je také popsána změna v zakřivení páteře, které je dále asociována s odlišným zapojením svalů a změnou kloubní orientace. Toto vše se odráží v dechových pohybech (Lee et al., 2010). Proto byli z naší studie vyřazeni probandi, jejichž stav by způsobil možné zkreslení výsledků.

Co se týče spirometrie, většina autorů se shoduje, že největší dechová výměna se uskutečňuje v poloze stoje, následuje poloha vsedě. Nejmenší dechové objemy jsou naměřeny v horizontálních polohách (Charbel et al., 2002; Vilke et al., 2000; Naitoh, 2014). Jsou ale i autoři, kteří naměřili opačné výsledky. Pierson et al. (1976) porovnávali 235 jedinců s normální až těžkou ventilační poruchou ve stoji a sedu. Z výsledků vyplývá, že mírně větší hodnoty FVC a FEV₁ byly zaznamenány v poloze sedu. Hodnoty jsou statisticky významné, dle autorů však nevelmi významné klinicky.

Jak bylo popsáno výše, je dokázáno, že v poloze kyfotického sedu je snížen dechový objem, usilovná vitální kapacita (FVC), usilovně vydechnutý objem za jednu sekundu (FEV₁) a maximální výdechový proud vzduchu (PEF) v porovnání se sedem vzpřímeným (Landers et al., 2003; Lin et al., 2006).

Rovněž z výsledků našeho měření je patrné zvýšení všech měřených ventilačních hodnot VT, VC, FEV₁, FVC, PEF v sedu vzpřímeném. Ale jen zvýšení VC, FVC a PEF v sedu vzpřímeném oproti kyfotickému bylo vyhodnoceno jako statisticky významné. Lze tedy popsat, že kyfotický sed zhoršuje celkový objem plic a objem usilovného výdechu. Hodnota FEV₁ se statisticky významně nezměnila. FEV₁ je ukazatelem, podle něž se rozhodujeme, zda je, nebo není přítomna obstrukční ventilační porucha a jakého je stupně. Patofyziologickou podstatou snížení FEV₁ je limitace dechového proudu v důsledku zvýšeného odporu dýchacích cest, ten zpomaluje průtok na všech úrovních expira (Špinar et al., 2013). Lze tedy říci, že poloha kyfotického sedu významně neovlivní měření ve smyslu obstrukce.

Avšak z našich výsledků vyplývá, že při poloze vzpřímeného sedu se zvyšuje parametr FVC a současně se parametr FEV₁ oproti sedu kyfotickému významně nemění. Tento výsledek může mít vliv na rozdíl v hodnocení Tiffenauova indexu. Pokud bychom chtěli prezentovat hodnotu Tiffenauova indexu ze sedu kyfotického, mohlo by dojít ke zvýšení jeho hodnoty oproti sedu vzpřímenému. U plně zdravého člověka by toto nemělo být problémem, protože se při hodnocení nachází vysoko ve fyziologickém rozpětí náležitých hodnot.

U pacientů s patologií v respiračním systému to však může zkreslovat diagnostiku, tíži onemocnění i např. samotné hodnocení účinku terapie.

Pro usilovný výdech je nezbytné správné vyhodnocení parametru PEF, který je závislý na průchodnosti dýchacích cest, ale také na síle výdechových svalů a schopností jejich zapojení (Neumannová, 2010). V našem případě se hodnoty PEF nacházely při dolní hranici fyziologické hodnoty nebo mírně pod ní. Vysvětlujeme si to tím, že pro tento usilovný manévru je důležité, aby byl proveden opravdu s maximálním úsilím. Bylo by tedy potřeba více pokusů, ale vzhledem k zachování protokolu jsme více pokusů neprováděli. Také je důležité, aby byla dostatečná síla výdechových svalů, pokud není, sníží se hodnota tohoto parametru.

Při našem kinematickém měření jsme potvrdili, že v kyfotickém sedu je omezena pohyblivost dolního hrudníku, tudíž je nejspíše inhibována aktivace břišních a vnitřních interkostálních svalů, které mají největší podíl na udržení nitrohrudního tlaku a podílí se na usilovném výdechu. Parametr PEF je především důležitý pro efektivní expektoraci. Pro efektivní evakuaci sputa z dýchacích cest je potřeba, aby hlasivky zvětšily při nádechu průměr dýchacích cest a člověk se nadechl minimálně do 85 % maximální kapacity plic. K dosažení potřebného vrcholového proudu vydechovaného vzduchu při kašli je tak důležitá i maximální inspirační kapacita (Hájková & Neumannová, 2014).

I když se z našich výsledků mohou zdát objemové změny malé, jsou statisticky významné už při měření zdravých jedinců. U osob s respiračním onemocněním by kyfotický sed mohl způsobit další snižování již tak patologicky menších objemů a mohl by mít vliv i na projevy symptomů jako je např. pocit nedostatečného nádechu či efektivitu kašle. Tímto směrem by se mohla ubírat další případná měření. Nejedná se však jen o případy, kdy je primárně postiženo dýchací ústrojí. Dysfunkce dýchacího systému může mít souvislost s dalšími onemocněními, včetně onemocnění nervosvalových, kde je právě porucha expektorace jednou z hlavních oblastí, které by měla být věnována zvýšená pozornost (Hájková & Neumannová, 2014).

Limitou měření může být závislost naměřených ventilačních parametrů na úsilí a spolupráci nemocného. Je třeba důrazně povzbuzovat pacienta k co nejlepšímu výkonu (Špinar et al., 2013). Proto všechny námi testované osoby byly instruovány a povzbuzovány totožně.

Existuje několik teorií, které jsou přiřazovány do souvislosti s rozdílností ventilačních parametrů mezi kyfotickým a vzpřímeným sedem. Další pak můžeme teoreticky odvodit z jiných posturálních poloh, ke kterým existuje více studií. Většina vychází z myšlenky, kdy při změně polohy těla dojde i ke změně v nastavení segmentů a schopnosti zapojení dýchacích svalů v respiraci (Naitoh, 2014).

Je mechanicky popsáno, že pozice kyfotického sedu snižuje schopnost expanze hrudní stěny a omezuje kaudální posun bránice. To znamená, že v kyfotické pozici je břišní obsah stlačen pomocí přiblížení žeber k pánvi. Způsobuje to zvýšení nitrobřišního tlaku, bránice pak nemá dostatek prostoru na svou expanzi, zapojuje se neefektivně a dochází k menší dechové výměně. Kromě toho, flexe v hrudní páteři, která je doprovázená menší extenzí v krční páteři způsobuje nevýhodnou výchozí pozici pro pomocné inspirační svaly (mm. scaleni, m. sternocleidomastoideus, m. pectoralis major, m. pectoralis minor aj.). Ty napomáhají k rozšíření objemu hrudníku tím, že elevují žebra. V této poloze se také žebra dostávají do vnitřní rotace v kostotransversálním skloubení, což způsobuje zmenšení mezižeberních prostor a způsobuje následný pokles hrudního objemu (Landers a kol., 2003).

Lin et al. (2006) popisují, že s kyfotickým postojem dochází k významně nižší hodnotě kapacity plic a výdechové rychlosti. Je to přisouzeno nízkému stupni bederní lordózy zaznamenané v kyfotickém sedu, kdy se pánev dostává do retroverze.

Rovněž díky flexi kyčelních kloubů v sedu jsou břišní svaly v menším protažení než ve stoji, mezižeberní prostory jsou stlačeny a rozepnutí hrudníku při nádechu není tak velké jako ve stoji (Trooster in Lucáková, 2010). Představíme-li si situaci rozdílu kyfotického a vzpřímeného sedu, dochází s kyfotizací páteře rovněž k přiblížení mezižeberních prostorů. Taktéž úpony břišních svalů se k sobě přibližují oboustranně již ve výchozí pozici, jejich práce není tak efektivní.

Je popsáno, že hlavní inspirační svaly se podílejí pravidelně na klidovém dýchání. Pomocné svaly se aktivují až při zvětšených dechových objemech nebo tělesné zátěži (Paleček et al., 1999). Problém je v tom, že literatura není jednotná při rozdělování svalů do těchto funkčních skupin. Např. mm. scaleni jsou dle Decramera (1993) hlavní nádechové svaly, podle Koláře (2009) však patří do pomocných dýchacích svalů, z čehož vyplývá, že by jejich aktivita při klidovém dýchání být přítomna neměla. Rovněž mezi zařazením mm. intercostales existuje rozpor. Dle Koláře (2009) jsou to svaly hlavní nádechové, dle Palečka et al. (1999) jsou to svaly pomocné, tudíž nezapojující se do klidového dýchání.

Z teoretické části víme, že na dechovém stereotypu se podílí elastické síly plic a hrudní stěny. Za normální situace je považována za hlavní nádechový sval bránice, která obstarává 2/3 dechové výměny v plicích, postupně se zapojují i mezižeberní svaly a pomocné dýchací svaly. Klidový výdech je uskutečněn pasivně pomocí elastických vlastností.

Z našich výsledků při klidovém dýchání vyplývá, že ani jeden ze sedů oproti druhému nevyvolává zvýšenou aktivitu v úrovni segmentů bodů AC, SC, která může být charakterizována právě zapojením mm. scaleni či mm. sternocleidomastoidei. Lze tedy popsat, že kyfotický sed při klidovém dýchání nezvyšuje aktivitu těchto svalů, která je například již tak výrazná u pacientů s respiračními obtížemi (např. při chronické obstrukci dýchacích cest). Dle výsledků lze také vyvodit, že v kyfotickém sedu při klidovém dýchání je jediným bodem se zvýšenou exkurzibilitou oproti sedu vzpřímenému 3. žebro v předozadním směru, je také významně omezena exkurzibilita laterálních okrajů posledního žebra směrem vertikálním a bočním. Můžeme tedy usoudit, že kyfotický sed, již z výše uvedených důvodů, omezuje zapojení dolního hrudního segmentu při klidovém dýchání. Tato nedostatečnost je nejspíše částečně kompenzována zvýšenou aktivitou mm. intercostales externi v horním hrudním segmentu. Pro ověření rozdílného zapojení svalů by však bylo nutné provést studii, která by hodnotila i aktivitu svalů během dýchání při rozdílném typu sedu.

U dýchání s maximálním úsilím je situace obdobná. Při hodnocení maximálního rozsahu můžeme předpokládat maximální zapojení všech svalů participujících na dechovém stereotypu, tedy i pomocných. Maximální úsilí jen zvýrazňuje tendenci, která je vidět již při klidovém dýchání. A to, že v sedu vzpřímeném můžeme vnímat zapojení dolního i horního hrudníku jako celek, probíhá více jako fyziologická dechová vlna. Dle výsledků našeho měření lze vyvodit, že v kyfotickém sedu při usilovném dýchání jsou body se zvýšenou exkurzibilitou oproti sedu vzpřímenému 3. žebro a SC v předozadním směru, je také omezena exkurzibilita dolního hrudníku. Toto uspořádání ukazuje na snížené zapojení dolního hrudního úseku se zvýšeným kompenzačním zapojením horního hrudního úseku v kyfotickém sedu.

Z kinematického hodnocení pohybu hrudní stěny při maximálním nádechu můžeme vidět, že ve směru horizontálním není ani v jednom z typů sedu signifikantní převaha zapojení dolního hrudníku laterálně. Také víme, že pro pohyb dolního hrudníku je klíčové umožnění svinutí žeber do výdechového postavení. Z analýzy maximálního výdechu vidíme významné

zapojení dolních segmentů hrudníku. Lze tedy říci, že kyfotický sed podporuje nedostatečný maximální volní výdech.

Limitou při hodnocení výsledků může být fakt, že jsme schopni hodnotit pouze rozsah pohybu v celém směru pohybu, tzn., že například v předozadním směru nemůžeme hodnotit, jestli došlo k většímu vyklenutí hrudní stěny směrem dorzálním nebo ventrálním. Je třeba brát také v úvahu jistou možnou nepřesnost při označování antropometrických bodů reflexními značkami na těle probanda. Mezi strukturou na kosti a značkou na povrchu těla se nachází vrstva měkkých tkání, což způsobuje posun značky v průběhu pohybu (Neumannová et al., 2015).

Průběh aktivity dýchacích svalů však plně neodpovídá funkčně-anatomickému dělení, ale je závislý na okolnostech, za jakých se dýchací pohyb děje. Jak již víme, dechové svaly se účastní i na posturální funkci, mění konfiguraci pohybových segmentů při dýchání a ovlivňují tak držení těla (Kolář, 2009). Vzpřímená poloha nepatrně kolísá nejen vlivem dynamického udržování polohy, ale i vlivem dýchacích pohybů, které ovlivňují profil postury (Véle, 2006).

I při dýchání v kyfotickém sedu dochází v maximálním manévru ke zřejmému extenčnímu zapojení postury. Z našich výsledků je však patrné, že ani tato vzpřimovací tendence nemá větší vliv na výsledky. Pokud je kvalita pohybu daná výchozí špatnou atitudou, v našem případě zastoupenou kyfotickým sedem, ani zdravý organismus toto nedokáže kompenzovat, a dochází ke sníženému rozvíjení hrudníku i snižování hodnot ventilačních parametrů. Neboli fyziologická postura předurčuje optimální atitudu, tudíž klidovou polohou pro následný pohyb (Véle, 2006).

Dle Koláře (2009) vždy převažuje určitý typ mechanismu dýchání, který je závislý na mnoha faktorech. V této diplomové práci jsme se zabývali polohou těla, participují však i další složky jako je například stav pohybového aparátu jako celku, aktivace svalů a jejich napětí, typ hrudníku, psychický stav, pohybové stereotypy, aktivity denního života, předešlé úrazy atd. Pokud by v naší skupině převažovali jedinci s primárně bráničním typem dýchání, které by bylo vlivem kyfotického sedu omezeno a došlo by ke kompenzaci na úrovni horní hrudní, došlo by také k výrazným rozdílům v pohybu bodů mezi jednotlivými sedy v horní oblasti. Pokud by ale v naší skupině byli jedinci, kteří habituálně využívají horní typ dýchání již v sedu vzpřímeném, omezení v břišní krajině by se nikterak výrazně neprojeвило na dechovém stereotypu, tudíž i rozdíl pohybů hodnot mezi oběma sedy v horní hrudní krajině by byl omezen.

Práce Lucákové (2010) se zmiňuje také o vlivu somatotypu na diferenciaci dýchání. Příklání se k názoru, že u ektomorfního typu, to znamená u vysokých, štíhlých jedinců, kteří mají protáhlý trup, se objevuje více hrudní typ dýchání. U mezomorfního typu, který má vysoký podíl svalové vrstvy, se objevuje spíše břišní dýchání. Zjišťovali jsme sice BMI, které ale v tomto ohledu nemůže být směrodatné, protože necharakterizuje somatotyp. Pro nás to znamená, že vyšší zastoupení jednoho somatotypu v naší skupině může mít vliv také na výsledky. Na toto můžeme navázat myšlenkou, že i mezi pohlavím existuje diference. Všeobecně se usuzuje o převaze bráničního dýchání u mužů, u žen pak hrudního na základě aktivity mezižeberních svalů.

Důležitá je také aplikace našich výsledků do klinické praxe. Dodržování vzpřímeného sedu při spirometrickém vyšetření je především našim primárním výstupem. Jak již víme, hodnoty získané při spirometrickém vyšetření závisí na spolupráci vyšetřovaného. Je tedy nesmírně důležité, aby se předem dobře vysvětlil celý postup vyšetření. Také oblečení by mělo být volné, aby nebránilo v pohybu hrudníku a bránice. Pro dosažení co nejlepších výsledků by se mělo jednat o polohu vzpřímeného sedu. Je třeba dodržovat jednotnou polohu, aby se výsledky mohly porovnávat. Pokud by na vzpřímenou polohu při jednotlivých měřeních nebyl kladen důraz, mohlo by dojít ke zkreslení výsledků.

Naše výsledky mají také podstatný přínos do oblasti respirační fyzioterapie. Pokud u pacienta chceme modifikovat dechový vzor, podpořit rozvíjení hrudníku či samotný nácvik hygieny dýchacích cest, bylo by vhodné do terapie zařadit techniky pro podporu vzpřímeného sedu, které by měly předcházet samotné respirační terapii. Vzpřímený sed, na rozdíl od kyfotického vytváří optimální podmínky pro dechový pohyb a podpoří vyšší hodnoty ventilačních parametrů.

Sed ve vozíku je další oblastí, kde se mohou uplatnit naše výsledky. Sed je pro vozíčkáře polohou pro každodenní aktivní život – pro práci, sport, zábavu i prosté přemísťování se z místa na místo. Tráví-li někdo většinu dne sezením ve vozíku, je zejména podstatná samotná kvalita sedu. Sedací systém vozíku má vliv na posturální podporu, zmírnění tlaku, svalovou činnost, mobilitu, pohodlí a v neposlední řadě na plicní funkce. Li et al. (2014) především zdůrazňují důležitost správného lumbálního zakřivení. Z našich výsledků můžeme usuzovat, že vzpřímený sed pozitivně podporuje dechovou funkci a kinematiku hrudního koše.

Je důležité si uvědomit, že naše práce si nekladla za cíl podrobné vysvětlení jednotlivých změn, ale zda k těmto změnám dochází a jakým způsobem. Proč tyto změny nastaly, se snažíme vyvodit na základě dostupných informací z teoretické části práce.

8 ZÁVĚR

Z výsledků této diplomové práce je patrná rozdílnost v dechové mechanice i hodnotách ventilačních parametrů mezi sedem kyfotickým a vzpřímeným. Dle našich vyšetřovacích postupů bylo dokázáno, že ve vzpřímeném sedu je více zachována fyziologická dechová mechanika.

Jak při klidovém dýchání, tak během maximálního dechového manévru ve vzpřímeném sedu dochází k většímu pohybu v úrovni celého hrudníku. Naopak v sedu kyfotickém převládá pohyb horní části hrudníku, aniž by se dostatečně rozvíjela jeho dolní část. Tato specifika se pak odráží i na hodnotách jednotlivých ventilačních parametrů, celkově dochází k větším dechovým objemům a kapacitám v sedu vzpřímeném.

9 SOUHRN

Poloha sedu je dnes nejčastěji používanou pracovní polohou. Sed běžně slouží pracovním úkonům v kancelářích i při ovládání různých strojů. Sedíme také ve škole, v dopravních prostředcích, doma při trávení volného času. Sed postupně nahrazuje různorodou pohybovou aktivitu člověka. Je také polohou při provádění spirometrického vyšetření a preferovanou polohou respirační fyzioterapie. V sedu bývá často tendence k patologickému flekčnímu držení trupu. Vzhledem k úzkému propojení dechové a posturální funkce je důležité získat informace o změnách dechového pohybu v rozdílném typu sedu. V této práci jsme tak chtěli ozřejmit vliv polohy vzpřímeného sedu na ventilační parametry a kinematiku hrudníku v porovnání se sedem kyfotickým.

Cílem bylo srovnání ventilačních parametrů – dechový objem (VT), vitální kapacita (VC), usilovně vydechnutý objem za jednu sekundu (FEV_1), usilovná vitální kapacita (FVC), vrcholový výdechový průtok (PEF) a rozvíjení hrudníku mezi dvěma rozdílnými polohami sedu – vzpřímeným a kyfotickým. Výzkumný soubor tvořilo 18 zdravých žen s průměrným věkem 21,17 ($\pm 1,67$) let a průměrným BMI 20,88 ($\pm 2,74$) kg/m². Měření probíhalo v laboratorním prostředí pomocí spirometrického přístroje ZAN 100 Handy USB a kamerového systému Vicon MX. Spirometrické vyšetření, během kterého byla provedena i kinematická analýza pohyblivosti hrudníku, byly provedeny v sedu kyfotickém a sedu vzpřímeném. Pořadí měření se přesně střídalo podle náhodného rozřazení probandek do skupin. Následně byla data zpracována a vyhodnocena.

Dle výsledků této diplomové práce je patrná rozdílnost v dechové mechanice i hodnotách ventilačních parametrů mezi sedem kyfotickým a vzpřímeným. Bylo potvrzeno signifikantní snížení vitální kapacity, usilovné vitální kapacity a vrcholového výdechového průtoku v kyfotickém sedu. Snížení dechového objemu a usilovně vydechnutého objemu za jednu sekundu nebylo statisticky významné. Byla potvrzena rozdílná pohyblivost hrudníku během spirometrického vyšetření prováděného v obou typech sedu. Ve vzpřímeném sedu dochází k většímu pohybu na úrovni celého hrudníku. Naopak v sedu kyfotickém převládá pohyb horní části hrudníku, aniž by se dostatečně rozvíjela jeho dolní část.

Snížení ventilačních parametrů během spirometrického vyšetření při kyfotickém sedu potvrzuje důležitost dodržování standardní polohy pro spirometrické vyšetření. Na podkladě výsledků výzkumu lze také usuzovat, že je vhodné do respirační terapie zařadit techniky pro podporu vzpřímeného sedu, které by měly předcházet samotné respirační terapii. Vzpřímený

sed, na rozdíl od kyfotického vytváří optimální podmínky pro dechový pohyb a podpoří vyšší hodnoty ventilačních parametrů.

10 SUMMARY

The seated position is the most frequently used operating position. Sitting is commonly used for work in the offices and work with machines. We sit well at school, in public transport, at home, at leisure. Varied move activity is by degrees replaced by sitting. It's also regular position during spirometric examination and preferred position for respiratory physiotherapy. Due to close connection between respiratory and postural function it is important to get more information about changes of respiratory movement in different types of sitting. In this study, we wanted to clarify the effect of an upright sitting position on ventilatory parameters and chest wall kinematics compared to kyphotic sitting posture.

The aim of the thesis was to compare ventilatory parameters – tidal volume (TV), vital capacity (VC), forced expiratory volume in one second (FEV₁), forced vital capacity (FVC), peak expiratory flow (PEF) and chest wall motion during breathing in two different sitting postures – upright and slump. The research group consisted of 18 healthy women of average age 21,17 ($\pm 1,67$) years and average BMI 20,88 ($\pm 2,74$) kg/m². It was measured in laboratory conditions by spirometer ZAN 100 Handy USB and also using Vicon Motion System. The spirometric examination and kinematic analysis of chest wall motion were measured at the same time in slump and upright sitting posture. Probandes were randomly divided into two groups, each group starts in different type of sitting. It turns in destined sequence. Then the resulting values were processed and evaluated.

According to the results of the thesis the difference in respiratory mechanics and values of ventilation parameters between kyphotic and upright sitting are appeared. There is a significant decrease in vital capacity, forced vital capacity and peak expiratory flow in slump sitting. Reduction of tidal volume and forced expiratory volume in one second is not statistically significant. Also different mobility of the chest wall during the spirometry in both types of sitting was confirmed. In upright sitting there is more expansion in all of the rib cage portions. In contrast, the slump sitting expansion is mostly in upper segment of the rib cage to compared to lower part.

Decrease in ventilatory parameters during spirometry in kyphotic sitting position confirms the importance of adhering to the standard position for spirometry. On the basic of research results we can also indicate that it is suitable to input techniques for support upright sitting position before respiratory therapy. Upright sitting position creates optimal conditions for breathing movement and it also supports higher values of ventilation parameters.

11 REFERENČNÍ SEZNAM

- Attinger, E. O., Hionroe, R. D., & Segal, M. C. (1956). The mechanics of breathing in different body positions: I. In normal subjects. *Journal of Clinical Investigation*, 35, 904-911. doi: 10.1172/JCI103343
- Behrakis, P. K., Baydur, A., Jaeger, M. J., & Milic-Emili, J. (1983). Lung mechanics in sitting and horizontal body positions. *Chest*, 83, 643-646. Retrieved from <http://journal.publications.chestnet.org/>
- Boron, W. F., & Boulpaep, E. L. (2012). *Medical physiology (2nd updated ed)*. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier.
- Calverley, P. M. A., & Koulouris, N. G. (2005). Flow limitation and dynamic hyperinflation: Key concepts in modern respiratory physiology. *European Respiratory Journal*, 25, 186-199. doi: 10.1183/09031936.04.00113204
- Čihák, R. (2001). *Anatomie 3: Upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada.
- Čumpelík, J., Věle, F., Veverková, M., Strnad, P., & Krobot, A. (2006). Vztah mezi dechovými pohyby a držení těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13, 62-70.
- De, S. (2012). Comparison of spirometric values in sitting versus standing position among patients with obstructive lung function. *Indian Journal of Allergy, Asthma and Immunology*, 26(2), 86-88. doi: 10.4103/0972-6691.112554
- De Groote, A., Wantier, M., Cheron, G., Estenne, M., & Paiva, M. (1997). Chest wall motion during tidal breathing. *Journal of Applied Physiology*, 83(5), 1531-1537. Retrieved from <http://jap.physiology.org/content/83/5/1531>
- DeTurk, W., & Cahalin, L. (2004). *Cardiovascular and pulmonary physical therapy: An evidence-based approach*. New York, NY: McGraw-Hill.
- Dvořák, R., & Holibka, V. (2006). Nové poznatky o stukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13, 55-61.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada.
- Dylevský, I. (2009a). *Funkční anatomie*. Praha: Grada.
- Fišerová, J., Chlumský, J., & Satinská, J. (2004). *Funkční vyšetření plic*. Praha: GEUM.

- Gudmundsson, G., Cerveny, M., & Shasby, D. M. (1997). Spirometric values in obese individuals effects of body position. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 156, 998-999. doi: 10.1164/ajrccm.156.3.9609089
- Hájková, A., & Neumannová, K. (2014). Využití mechanické insuflace – exsuflace u pacientů s nervosvalovým onemocněním. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 21, 167-172.
- Hellsing, E. (1989). Changes in the pharyngeal airway in relation to extension of the head. *European Journal of Orthodontics*, 11, 359-365. Retrieved from <http://ejo.oxfordjournals.org/content/11/4/359>
- Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2000). Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology* 89, 967-976. Retrieved from <http://jap.physiology.org/content/89/3/967>
- Hojat, B., & Mahdi, E. (2011). Effect of different sitting posture on pulmonary function in students. *Journal of Physiology and Pathophysiology*, 2(2), 29-33. Retrieved from <http://www.academicjournals.org/>
- Charbel, B., Mark, R. E., & Elizabeth, R. (2002). The effect of body position on maximal expiratory pressure and flow. *Australian Journal of Physiotherapy*, 48(2), 95-102. doi: 10.1016/S0004-9514(14)60203-8
- Chlumský J., Fišerová, J., Kociánová, J., Zindr, V., & Koblížek, V. (2013). *Doporučený postup pro interpretaci základních vyšetření plicních funkcí: Aktualizace 2013*. Retrieved from <http://www.pneumologie.cz/guidelines/>
- Janura, M., Vařeka, I., Lehnert, M., Svoboda, Z., Klugarová, J., Elfmark, M., ... Vařeková, R. (2012). *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Javůrek, J. (1986). *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. Praha: Karolinum.
- Kandus, J., & Satinská, J. (2001). *Stručný průvodce lékaře po plicních funkcích (2nd edition)*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně.
- Kapandji, A. I. (2008). *The physiology of the joints, volume 3: The trunk and the vertebral column (6th ed.)*. Edinburg: Churchill Livingstone.
- Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

- Kolar, P., Sulc, J., Kyncl, M., Sanda, J., Neuwirth, J., Bokarius, A. V., ... Kobesova, A. (2010). Stabilizing function of the diaphragm: Dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of Applied Physiology*, *109*, 1064-1071. doi: 10.1152/jappphysiol.01216.2009
- Kolek, V., Kašák, V., & Vašáková, M. (2014). *Pneumologie*. Praha: Maxdorf.
- Kondo, T., Kobayashi, I., Taguchi, Y., Ohta, Y., & Yanagimachi, N. (2000). A dynamic analysis of chest wall motions with MRI in healthy young subjects. *Respirology*, *5*(1), 19-25. doi: 10.1046/j.1440-1843.2000.00221.x
- Kondo, T., Kobayashi, I., Taguchi, Y., Hayama, N., Tajiri, S., & Yanagimachi, N. (2005). An analysis of the chest wall motions using the dynamic MRI in healthy elder subjects. *Tokai Journal Experimental and Clinical Medicine*. *30*, 15-20.
- Konno, K., & Mead, J. (1967). Measurement of separate volume ganges of rib cage and abdomen during breathing. *Journal of Applied Physiology*, *22*, 407-422. Retrieved from <http://jap.physiology.org/content/22/3/407>
- Kováčiková, V. (1998). Reeducace dechových funkcí Vojtovou metodou. *Rehabilitácia*, *31*(2).
- Laloo, U. G., Becklake, M. R., & Goldsmith, C. M. (1991). Effect of standing versus sitting position on spirometric indices in healthy subjects. *Respiration*, *58*, 122-125.
- Landers, M., Barker, G., Scott, W., McWhorter, J. W., & Peel, C. (2003). A comparison of tidal volume, breathing frequency, and minute ventilation between two sitting postures in healthy adults. *Physiotherapy Theory and Practice*, *19*, 109-119. doi: 10.1080/09593980390194119
- Lee, L. J., Chang, A. T., Coppieters, M. W., & Hodges, P. W. (2010). Changes in sitting posture induce multiplanar changes in chest wall shape and motion with breathing. *Respiratory Physiology and Neurobiology*, *170*(3), 236-245. doi: 10.1016/j.resp.2010.01.001
- Li, C. T., Chang, C. H., Huang, J. H., & Tsai, K. H. (2014). Comparison of various sitting postures on pulmonary function, lumbar curvature, and comfort evaluations. *International Journal of Bioscience, Biochemistry and Bioinformatics*, *4*(5), 331-335. doi: 10.7763/IJBBB.2014.V4.365

- Lin, F. et al. (2006). Effect of different sitting postures on lung capacity, expiratory flow, and lumbar lordosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(4), 504-509. doi: 10.1016/j.apmr.2005.11.031
- Lucáková, M. (2010). *Variabilita respiračních parametrů jako důsledek polohové segmentální diferenciace*. Diplomová práce, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Praha.
- Maďa, P. (2015). *Funkce buněk a lidského těla* [multimediální skripta]. Retrieved from <http://fbt.cz/>
- Máček, M., & Smolíková, L. (1995) *Pohybová léčba u plicních chorob*. Praha: Victoria publishing.
- Makhsous, M., Bankard, J., Lin, F., Taylor, S., Pedersen, J., Hilb, J., & Hendrix, R. (2004). Lung capacity and airflow change due to different sitting posture. *Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 332-337. Retrieved from <https://www.resna.org/sites/default/files/legacy/conference/proceedings/2004/Papers/Research/SM/LungCapacity.html>
- McCoy, E. K., Thomas, J. L., Sowell, R. S., George, C., Finch, C. K., Tolley, E. A., & Self, T. H. (2010). An evaluation of peak expiratory flow monitoring: A comparison of sitting versus standing measurements. *Journal of the American Board of Family Medicine*, 23(2), 166-170. Doi: 10.3122/jabfm.2010.02.090120
- Mourek, J. (2012). *Fyziologie (2nd ed)*. Praha: Grada.
- Naitoh, S., Tomita, K., Sakai, K., Yamasaki, A., Kawasaki, Y., & Shimizu, E. (2014). The effect of body position on pulmonary function, chest wall motion, and discomfort in young healthy participants. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 37(9). doi: 10.1016/j.jmpt.2014.10.005
- Neumannová, K. (2012). *Asthma bronchiale a chronická obstrukční plicní nemoc: Možnosti komplexní léčby z pohledu fyzioterapeuta*. Praha: Mladá fronta.
- Neumannová, K., Janura, M., Kováčiková, Z., Svoboda, Z., & Jakubec, L. (2015). *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

- Nwaobi, O. M., & Smith, P. (1986). Effect of adaptive seating on pulmonary function of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 28, 351-354. doi: 10.1111/j.1469-8749.1986.tb03883.x
- Paleček, F. et al. (1999). *Patofyziologie dýchání (2nd revised edition)*. Praha: Academia.
- Pavlů, D. (2000). Co je skutečně „Brüggerův sed“. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 7(4), 166-169.
- Pavlů, D. (2004). *Cvičení s Thera-Bandem se zřetelem ke konceptu dle Brüggera*. Brno: CERM akademické nakladatelství.
- Pierson, D. J., Dick, N. P., & Petty, T. L. (1976). A comparison of spirometric values with subjects in standing and sitting positions. *Chest*, 70(1), 17-20. doi: 10.1378/chest.70.1.17
- Rašev, E. (1992). *Škola zad*. Praha: Direkta.
- Rozman, J. (2006). *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha: Academia.
- Salerud, G. (2015). *Respiratory inductive plethysmograph*. Retrieved from <http://www.imt.liu.se/bit/staff/tomst/rip.html>
- Seddon, P. (2015). Options for assessing and measuring chest wall motion. *Paediatric Respiratory Reviews*, 16, 3-10. doi: 10.1016/j.prrv.2014.10.006
- Schwind, P. (2006). *Fascial and Membrane Technique: A manual for comprehensive treatment of the connective tissue system*. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone.
- Skládal, J. (1976). *Bránice člověka ve světle normální a klinické fyziologie*. Praha: Academia.
- Slavíková, J., & Šviglerová, J. (2012). *Fyziologie dýchání*. Praha: Karolinum.
- Smolíková, L., & Máček, M. (2006). *Fyzioterapie a pohybová léčba u chronických plicních onemocnění*. Praha: Blue Wings s.r.o.
- Soderberg, G., I. (1996). *Kinesiology: Application to pathological motion*. Baltimore: Williams & Wilkins.
- Svoboda, Z., & Janura, M. (2010). Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systémem Vicon MX MX. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 17, 26-31.
- Špinar, J. et al. (2013). *Propedeutika a vyšetřovací metody vnitřních nemocí: 2., přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada.

- Tokuda, J., Schmitt, M., Sun, Y., Patz, S., Tang, Y., Mountford, C. E., ... Hatabu, H. (2009). Lung motion and volume measurement by dynamic 3D MRI using a 128-channel receiver coil. *Academic Radiology*, 16(1), 22-27. doi: 10.1016/j.acra.2008.07.021
- Townsend, M. C. (1984). Spirometric forced expiratory volumes measured in the standing versus the sitting posture. *American Review of Respiratory Disease*, 139, 123-124. Retrieved from http://www.atsjournals.org/doi/abs/10.1164/arrd.1984.130.1.123?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori:rid:crossref.org&rfr_dat=cr_pub%3dpubmed#.Vo254KPSkaI
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.
- Véle, F. (2012). *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie*. Praha: Triton.
- Vilke, G. M., Chan, T. C., Neuman, T., & Clausen, J. L. (2000). Spirometry in normal subjects in sitting, prone, and supine positions. *Respiratory Care*, 45, 407-410.
- Vokurka, M. et al. (2005). *Patofyziologie pro nelékařské směry* [Vysokoškolské skripta]. Praha: Karolinum.
- Vostatek, P., Novák, D., Rychnovský, T., & Rychnovská, Š. (2013). Diaphragm postural function analysis using magnetic resonance imaging. *PLoS One*, 8(3). doi: 10.1371/journal.pone.0056724

12 PŘÍLOHY

12.1 Příloha 1 Seznam použitých zkratk

BMI – body mass index

CNS – centrální nervová soustava

ERV – expirační rezervní objem

FEV₁ – usilovně vydechnutý objem za jednu sekundu

FVC – usilovná vitální kapacita

CHOPN – chronická obstrukční plicní nemoc

IRV – inspirační rezervní objem

LBP – low back pain, bolest dolní části zad

n. – nervus

m. – musculus

mm. – musculi

MEP – maximální výdechový ústní tlak

MIP – maximální nádechový ústní tlak

MRI – magnetická resonance

NH – náležitá hodnota

paCO₂ – parciální tlak oxidu uhličitého

PEF – vrcholový výdechový průtok

RV – reziduální objem

Th5 – pátý hrudní obratel

TLC – celková plicní kapacita

VC – vitální kapacita

VT – dechový objem

3D – trojrozměrný

12.2 Příloha 2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Vliv polohy sedu na ventilační parametry a kinematiku hrudníku u zdravých osob

Jméno:

Datum narození:

1. Souhlasím s účastí na této studii. 2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejím průběhu a všech vyšetřovacích postupech, které budu absolvovat. Jsem plně srozuměn(a), že se jedná o zcela neinvazivní postupy. 3. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. 4. Moje účast na studii je dobrovolná. Vím, že ji mohu kdykoliv přerušit nebo ukončit. 5. Při zařazení do studie budou osobní data uchována s plnou ochrannou důvěrností dle platných zákonů ČR. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (tzn. anonymní data – pod číselným kódem) nebo s mým výslovným souhlasem. Porozuměl(a) jsem tomu, že moje osobní identifikační údaje nebudou nikde uveřejněny. 6. S účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny. 7. Souhlasím s tím, že nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka studie: Datum:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií: Datum:

12.3 Příloha 3 Vyjádření etické komise



Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 24. 11. 2014 byl projekt výzkumné práce

autora **Bc. Ireny Krupíkové**

s názvem **Vliv polohy sedu na ventilační parametry a kinematiku hrudníku u zdravých osob**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 5 / 2015

dne: 16. 1. 2015.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

razítko fakulty