

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Bc. Kateřina Čapková

**SEMG ANALÝZA SYNERGIÍ BŘIŠNÍCH SVALŮ
V RELACI K RESPIRAČNÍ FYZIOTERAPII
U PACIENTA PO KARDIOCHIRURGICKÉ
INTERVENCI**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Anna Zelená

Olomouc 2012

Se vzpomínkou na Mgr. Ditu Onderkovou.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Mgr. Anny Zelené a použila jen uvedené literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 18. května 2012

Poděkování

Děkuji své vedoucí Mgr. Anně Zelené za poskytnuté rady, připomínky a přátelský přístup při tvorbě této diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Janě Zapletalové, Dr. za statistické zpracování získaných dat. Mým blízkým děkuji za veškerou poskytnutou podporu.

ANOTACE

- Druh práce:** Diplomová práce
- Název práce v ČJ:** SEMG analýza synergií břišních svalů v relaci k respirační fyzioterapii u pacienta po kardiochirurgické intervenci
- Název práce v AJ:** SEMG analysis of abdominal muscles' synergies in relation to a respirational physiotherapy of pacient after cardiac surgery intervention
- Datum zadání:** 2011-01-31
- Datum odevzdání:** 2012-05-21
- Vysoká škola:** Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav fyzioterapie
- Autor práce:** Čapková Kateřina, Bc.
- Vedoucí práce:** Mgr. Anna Zelená
- Oponent práce:** Mgr. Jana Tomsová

Abstrakt v ČJ: Tato práce je zaměřena na problematiku respirační fyzioterapie v pooperační péči u kardiochirurgického pacienta. V teoretické části přináší informace o mechanice a fyziologii dýchání hlavně z hlediska kineziologie. Další část je věnována poznatkům o pooperačních změnách v respirační mechanice a následné aplikaci respirační fyzioterapie ve světle Evidence Based Medicine. Cílem vlastního výzkumu je zhodnotit míru aktivity vybraných trupových, zejm. břišních svalů, během provádění aktivních forem výdechu, které jsou běžně užívány v pooperační fyzioterapii. Do výzkumného souboru bylo zahrnuto 14 pacientů po kardiochirurgické operaci, která byla provedena cestou mediální sternotomie. Měření proběhlo ve dvou polohách těla, a to vleže na zádech a ve vzpřímeném sedu bez opory zad. Výsledky naznačují určité trendy ve svalové aktivitě v horizontální a vertikální poloze těla. Dalo by se obecně říci, že u většiny sledovaných svalů byla naměřena vyšší aktivita během provádění aktivního výdechu vleže. Při porovnávání jednotlivých forem výdechu mezi sebou byla prokázána vyšší svalová aktivita během výdechu přes stříkačku a během přerušovaného výdechu přes ústní brzdu „š-š-š“. Naopak nejnižší aktivita byla zaznamenána při prodlouženém výdechu, a to vleže i vsedě.

Abstrakt v AJ: Presented work deals with a respiratory physiotherapy of patients in postoperational care after cardiac surgery. The theoretical part is concerned with mechanics and physiology of breathing related to kineziology. Next part deals with the changes of respiratory mechanics after the surgery and the application of respiratory physiotherapy in terms of evidence based medicine. The goal of this thesis is to measure the activity of selected, mainly abdominal muscles during several forms of active expiration. The activity was measured in 14 patients after the median sternotomy, the measurement was done in the supine and sitting postures. The results show, that most of the abdominal muscles are more active during the active breathing in the supine posture. When comparing the impact of different methods of the active breathing on the muscles' activity, better results are observed when using a syringe to breath through and when expiring like „š-š-š” to restrict the expiration. The smallest activation was observed during prolonged expiration, regardless of the body posture.

Klíčová slova v ČJ: kardiokirurgie, sternotomie, břišní svaly, aktivní výdech, respirační fyzioterapie, elektromyografie, poloha těla

Klíčová slova v AJ: cardiac surgery, sternotomy, abdominal muscles, active expiration, respiratory physiotherapy, electromyography, body posture

Rozsah práce: 90 s. včetně příloh, 2 příl.

OBSAH

ANOTACE	5
OBSAH	7
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	11
1.1 SHRnutí POZNATKŮ O DÝCHÁNÍ	11
1.1.1 MECHANIKA HRUDNÍKU	11
1.1.2 DECHOVÉ SVALY	13
1.1.3 VZTAH BRÁNICE A BŘÍŠNÍCH SVALŮ	14
1.1.4 DÝCHÁNÍ A HEMODYNAMIKA	19
1.2 VLIV POLOHY NA DÝCHÁNÍ	21
1.2.1 HORIZONTÁLNÍ POLOHA TĚLA	22
1.2.2 VERTIKÁLNÍ POLOHA TĚLA	23
1.3 REHABILITACE PO KARDIOCHIRURGICKÉ INTERVENCI	25
1.3.1 VLIV KARDIOCHIRURGICKÉ INTERVENCE NA DÝCHÁNÍ	25
1.3.2 RESPIRAČNÍ FYZIOTERAPIE V POOPERAČNÍ PÉČI	27
1.3.3 HARMONOGRAM REHABILITACE V POOPERAČNÍ PÉČI	29
1.4 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE	30
2 CÍLE A HYPOTÉZY	32
2.1 CÍLE PRÁCE	32
2.2 VÝZKUMNÉ OTÁZKY	32
2.2.1 VÝZKUMNÁ OTÁZKA č. 1	32
2.2.2 VÝZKUMNÁ OTÁZKA č. 2:	33
3 METODA VÝZKUMU	34
3.1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO SOUBORU	34
3.2 POSTUP MĚŘENÍ	34

3.3 PŘÍPRAVA KŮŽE A APLIKACE ELEKTROD	35
3.4 VLASTNÍ MĚŘENÍ	36
3.5 ZPRACOVÁNÍ A VYHODNOCENÍ EMG SIGNÁLU	37
3.6 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ ZÍSKANÝCH DAT	38
4 VÝSLEDKY	39
4.1 VÝZKUMNÁ OTÁZKA č. 1	39
4.2 VÝZKUMNÁ OTÁZKA č. 2	54
5 DISKUZE	65
5.1 DISKUZE K VÝZKUMNÉ OTÁZCE č. 1	67
5.2 DISKUZE K VÝZKUMNÉ OTÁZCE č. 2	69
5.3 DISKUZE K VÝZKUMNÉ METODĚ	71
REFERENČNÍ SEZNAM	73
SEZNAM ZKRATEK	80
SEZNAM OBRÁZKŮ	81
SEZNAM TABULEK	82
SEZNAM GRAFŮ	83
SEZNAM PŘÍLOH	84
PŘÍLOHY	85

ÚVOD

Respirační fyzioterapie (RFT) je dnes již nedílnou součástí pooperační péče o pacienta po kardiochirurgickém zákroku. První zmínky o pooperační RFT jsou datovány kolem roku 1960 a pravděpodobně souvisely s rozvojem mimotělního oběhu (Ueno a Tomizawa, 2009). Standardním přístupem pro operaci srdce je mediální sternotomie, což je velmi rozsáhlý zásah do integrity lidského těla. Je prokázán výskyt pooperačních změn, které se vážou na plicní funkce, výměnu plynů na alveolokapilární membráně a respirační mechaniku hrudníku a břicha. Tyto změny mohou být predilekcí k vzniku závažných pooperačních komplikací, které mohou mít těžký dopad na morbiditu a mortalitu kardiochirurgických pacientů. V ČR bylo v roce 2009 provedeno 8 821 kardiochirurgických operací celkem, z toho 655 operací proběhlo ve Fakultní nemocnici Olomouc (Šetina, aj., 2011).

V teoretické části diplomové práce je snaha o zevrubný popis dýchání jako funkce. Jsou zahrnuty poznatky o mechanice hrudníku a dechových svalů. Další části jsou věnovány kineziologickému popisu břišních svalů, nechybí ani informace o vzájemném vztahu bránice a břišních svalů, který se významně podílí na respirační funkci. Vzhledem ke kardiochirurgické problematice jsou uvedeny hemodynamické zákonitosti, které jsou v nemalé míře také ovlivněny dýcháním.

Kapitola věnovaná vlivu polohy na dýchání se pokouší shrnout výstupy prací zejména zahraničních autorů. Předkládá současné poznatky o vlivu polohy na mechaniku pasivních i aktivních struktur hrudníku, zejména bránice a břišních svalů, a dále změny tlaků v dutině hrudní a břišní. Jsou zde rozebrány horizontální polohy těla, jako pronační, supinační poloha a poloha na boku. Z vertikálních poloh je zde věnován prostor sedu a stojí.

Závěr teoretické části podává informace o rehabilitaci po kardiochirurgické operaci. Shrnuty jsou změny respiračních funkcí, které byly prokázány po proběhlém zákroku. Dále pokračuje nástin některých technik RFT ve světle Evidence Based Medicine.

Cílem diplomové práce je určit míru zapojení trupových zejm. břišních svalů při provádění pěti forem aktivního výdechu. Srovnávány jsou dvě polohy, a to leh a zádech a vzpřímený sed bez opory zad. Cílem je stanovení rozdílů v aktivitě

sledovaných svalů vleže a vsedě a dále porovnání jednotlivých variant výdechu mezi sebou z hlediska svalové aktivity.

Jako výzkumná metoda byla zvolena povrchová elektromyografie, která je vhodná zejména pro kineziologické účely, protože je neinvazivní, tudíž má méně rušivý vliv na svalové zapojování.

Pro vyhledávání relevantních literárních pramenů byly využity databáze zpřístupněné pomocí vnitřní internetové sítě Univerzity Palackého, zejména databáze MEDLINE a Science Direct. Nechybí ani zdroje získané pomocí tradičních služeb Knihovny Univerzity Palackého, Vědecké knihovny v Olomouci a časopisecké studovny Lékařské fakulty UP. Pro vyhledávání byla použita zejména tato klíčová slova: abdominal muscles, respiratory physiotherapy, cardiac surgery, sternotomy, respiration, posture, electromyography, expiration, diaphragm, chest motion, aj.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

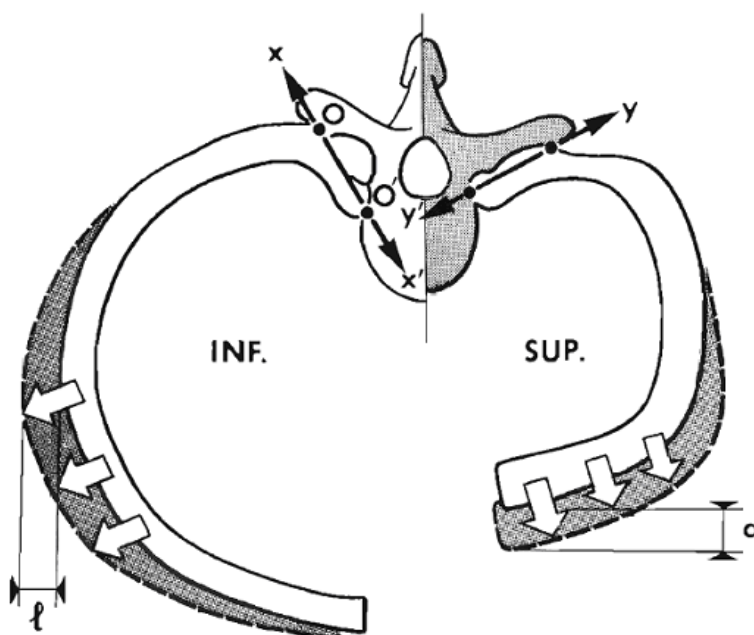
1.1 SHRUTÍ POZNATKŮ O DÝCHÁNÍ

V následujících kapitolách budou popsány základní poznatky o mechanice hrudníku, funkci jednotlivých respiračních svalů. Zvláštní kapitola je věnována vztahu bránice a břišních svalů. Dále je rozebrán vliv dýchání na dynamiku krevního oběhu.

1.1.1 MECHANIKA HRUDNÍKU

Komponenty lidského těla, které se podílí na dýchání, můžeme rozdělit na struktury kostěné, kloubní, chrupavčité a svalové. Pevnou schránku pro plíce, srdce a další orgány mediastina tvoří hrudník. Hrudník je tvořen 12 páry žeber, 12 hrudními obratli a sternem. Žebra jsou typická trojím zakřivením, což je zakřivení podle plochy, podle dolní hrany a torze žebra. Komunikace žeber a hrudní páteře je umožněna prostřednictvím dvou kostovertebrálních kloubů. Jedná se o pravé klouby, které zahrnují spojení hlavičky žebra s tělem obratlů a intervertebrálním diskem (*articulatio capitis costae*) a spojení transverzálního výběžku hrudního obratle s *tuberculum costae* (*articulatio transversocostalis*) (Kapandji, 1985; Kolář, 2009; Dylevský, 2009). Oba tyto klouby jsou funkčně propojeny, a to díky jejich společné ose, která prochází středy jednotlivých kloubů. Průběh této osy v sagitální rovině určuje směr pohybu jednotlivých žeber. U kraniálních žeber stojí tato osa téměř paralelně s frontální rovinou a pohyb žeber tudíž způsobuje rozšíření hrudníku anteroposteriorně. Výsledkem je rozšíření horní části hrudníku v sagitální rovině. Naopak osa kaudálních žeber stojí více sagitálně, což umožňuje pohyb žeber laterálním směrem a díky tomu roste hlavně transverzální rozměr dolní hrudní apertury. Obě tyto osy jsou znázorněny na obr. 1 (Kapandji, 1985; Suchomel, 2007; Véle, 2006). Pohyb kaudálních žeber má navíc větší rozsah než pohyb kraniálních žeber (Véle, 2006). Ve středním obvodu hrudníku probíhá osa kloubů v úhlu 45°, což umožní rozšíření střední oblasti hrudníku jak v rovině laterální, tak sagitální (Kapandji, 1985). Pomyslná hranice dolního a horního sektoru hrudníku probíhá v místě pátého hrudního obratle (Véle, 2006).

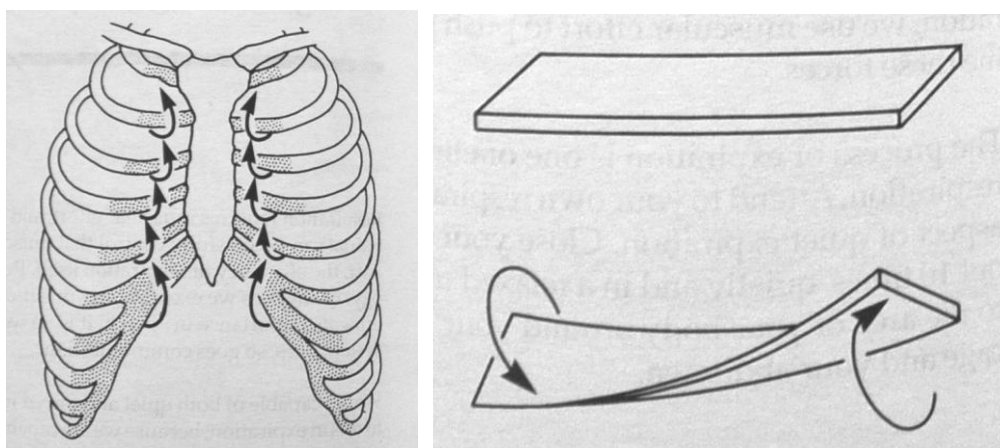
Obr. 1 Průběh os kostovertebrálních a kostotransversálních kloubů (převzato z Kapandji, 1985)



Kromě kloubů mají nemalý význam pro mechaniku hrudníku žební chrupavky sternokostálních spojení a pohyby sternu. Zvedáním kraniálních žebíků zároveň dochází k pohybu sternu. Tento pohyb by se měl odehrávat zejména v sagitální rovině, přičemž se sternum staví více vertikálně a podporuje tak ventrální rozšíření hrudníku (Kapandji, 1985). Fyziologicky se pohyb sternu děje ve sternoklavikulárním kloubu (Kolář, 2009).

Velký funkční význam má zároveň elasticita žebních chrupavek, které ventrálně připojují žebra ke sternu. Tyto chrupavky jsou při nádechu deformovány ve směru torze, což je přímá reakce žebních chrupavek na pohyb žebra při nádechu (viz obr. 2). Při této deformaci se v chrupavkách hromadí energie generovaná inspiračními dechovými svaly a tato energie je následně využita k návratu hrudníku do jeho klidové výchozí polohy. Analogií k této funkci je stočení elastického proutku v jeho podélné ose, přičemž působení torzní síly vyvolává napětí, které následně po odeznění této torzní síly vrací proutek do jeho původního tvaru (Kapandji, 1985; Seikel, aj., 2000).

Obr. 2 Znárodnění torze žebních chrupavek při nádechu (převzato z Seikel, aj., 2000)



1.1.2 DECHOVÉ SVALY

Dynamickou složkou, která umožňuje dýchací pohyby, jsou dechové svaly. Jsou to svaly s úponem na hrudník, které svou kontrakcí ovlivňují postavení kostěných komponent hrudníku. Tyto respirační svaly zajišťují u průměrné osoby asi 21 000 dechů denně (Courtney, 2009). Didakticky lze tyto svaly rozdělit celkem do čtyř skupin. Jedná se o skupinu nádechových (inspiračních) a výdechových (expiračních) svalů, které dále dělíme na svaly hlavní (primární) a pomocné (auxiliární) (Véle, 2006; Dylevský, 2009; Kapandji, 1985).

Mezi *primární inspirační* svaly se řadí bránice a musculi (dále jen mm.) intercostales externi. O bránici a její funkci bude pojednáno dále. *Auxiliární inspirační* svaly zahrnují poměrně velkou skupinu svalů. Patří sem mm. scaleni, musculus (dále jen m.) sternocleidomastoideus, mm. suprahyoidei et infrahyoidei, mm. pectorales (při fixované paži), m. serratus anterior, m. serratus posterior superior, m. latissimus dorsi (při abdukované paži) a cervikální část m. iliocostalis.

Primární expirační svaly představují mm. intercostales interni a m. transversus thoracis. A k *auxiliárním expiračním* svalům patří torakolumbální část m. iliocostalis, m. serratus posterior inferior, m. quadratus lumborum a hlavně všechny svaly břišní stěny, tj. m. rectus abdominis (dále jen m. RA), m. obliquus externus abdominis (dále jen MOEA), m. obliquus internus abdominis (dále jen MOIA) a m. transversus abdominis (dále jen m. TrA) (Kapandji, 1985; Dylevský, 2009; Véle, 2006).

Udává se, že inspirium je děj aktivní, na kterém se aktivně podílí inspirační svaly. Při klidovém dýchání stačí aktivita primárních inspiračních svalů, při usilovnějším dýchání (např. při tělesné zátěži) se uplatňují také auxiliární inspirační svaly (Kapandji, 1985; Dylevský, 2009; Véle, 2006; Ratnovsky, aj., 2008; Seikel, aj., 2000). V patologickém stereotypu nádechu dochází k nadměrnému užívání pomocných nádechových svalů, což lze rozpoznat díky tomu, že při nádechu dochází k vyplňování supraklavikulárního prostoru. Tento stav může dlouhodobě vést i ke vzniku cervikobrachiálního syndromu (Véle, 2006).

Naopak klidový výdech je spíše děj pasivní, jeho průběh je zajištěn vlastnostmi elastických komponent hrudníku a plic, které mají schopnost hromadit energii generovanou inspiračními svaly a tuto energii následně využít k návratu hrudníku do klidové polohy. Při vzpřímené poloze těla má navíc nezanedbatelnou roli i gravitace, tudíž hrudník se do klidové polohy vrací i vlastní hmotností. Avšak již při výdechu nosem je popisována mírná aktivace expiračních svalů, protože proud vydechovaného vzduchu je vystaven většímu odporu než při klidovém výdechu ústy (Kapandji, 1985; Véle, 2006; Dylevský, 2009; Ratnovsky, aj., 2008; Caruana a Petrie, 2001; Seikel, aj., 2000).

Existuje dokonce názor, že povšechná aktivita interkostálních svalů je při klidovém dýchání málo výrazná a hlavní funkcí těchto svalů je spíše zpevňovat a fixovat hrudní stěnu a tím zabránit paradoxním pohybům žeber při inspiračním poklesu bránice (Dylevský, 2009). Zároveň jsou však tyto svaly velmi významné při řeči a zpěvu. Svou schopností měnit vzdálenost mezi žebry totiž modulují proud vydechovaného vzduchu a tím umožňují tvorbu dechových pauz mezi slabikami a slovy (Véle, 2006).

1.1.3 VZTAH BRÁNICE A BŘIŠNÍCH SVALŮ

1.1.3.1 BRÁNICE

Bránice je kopulovitý svalově šlašitý útvar, který odděluje dutinu hrudní od dutiny břišní. Má část lumbální, kostální a sternální, přičemž kostální část je největší a sternální část nejmenší (Dylevský, 2009). Typickou vlastností lidské bránice je její ventilační i posturální funkce. Tato charakteristika souvisí se vzpřímením člověka a následnou horizontalizací bránice během vývoje (Skládal, 1976). V bránici

nacházíme všechny typy svalových vláken. Uvádí se, že 55 % svalových vláken je typ slow oxidative, 21 % fast oxidative nad glycolytic a 24 % vláken typu fast glycolytic. Během života se zastoupení těchto vláken mění a to ve prospěch vláken typu slow oxidative (Paleček, 2001). Bránice je hlavní esenciální inspirační sval. Sama zajišťuje 2/3, tj. asi 70 % dechového objemu při běžných podmínkách (Skládal, 1976; Caruana a Petrie, 2001). Při nádechu se posunuje kaudálně, čímž stlačuje orgány dutiny břišní a zvyšuje tak intraabdominální tlak (dále jen IAT). Stlačené útroby bránici zastaví a vytvoří oporu pro centrum tendineum, které od této chvíle působí jako punctum fixum. Tah vláken bránice směrem k centrum tendineum způsobuje zvedání spodních žeber a tím transverzální rozšíření dolní hrudní oblasti. Kostální vlákna bránice elevují a zevně rotují kaudálních 6 žeber (Ratnovsky, aj., 2008; Courtney, 2009). Toto je doprovázeno zvedáním kraniálních žeber a sternu, takže dochází k rozšiřování hrudníku také v sagitální rovině (Kapandji, 1985). Nepostradatelnost bránice spočívá zejména v její schopnosti rozšířit hrudník ve třech rovinách a tím zajistit inspirium. Jedná se o rozšíření v rovině transverzální (dolní hrudní apertura), v rovině sagitální (sternum a horní žebra) a ve vertikále (poklesem bránice dochází ke kraniokaudálnímu prodloužení hrudní dutiny) (Kapandji, 1985; Dylevský, 2009). Těsný kontakt bránice a bazálních oblastí plic má navíc přímý vliv na plicní expanzi. Hlavními synergisty bránice jsou mm. intercostales externi (Skládal, 1976). Bránice je inervovaná vlákny nervus phrenicus (Holibka a Dvořák, 2006).

V bránici byly nalezeny také propioceptivní orgány jako u ostatních kosterních svalů – svalová vřeténka a šlachová tělíska. Soudí se, že tyto orgány mají podíl na vyšší efektivitě brániční funkce tím, že stejně jako nervus vagus zprostředkovávají aferentní informace pro centrální nervový systém (Skládal, 1976). Caruana a Petrie (2001) však uvádí, že bránice obsahuje podstatně menší množství svalových vřetének než interkostální svaly.

1.1.3.2 BŘIŠNÍ SVALY

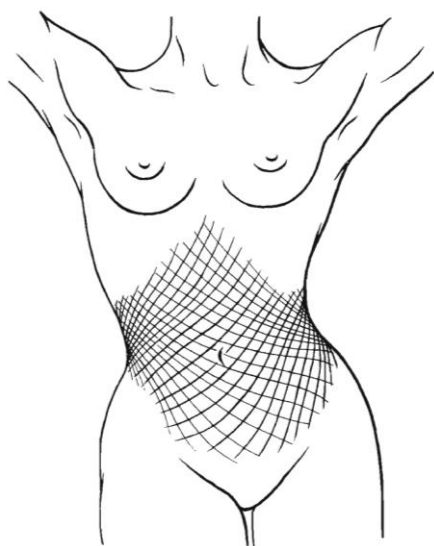
Břišní svaly jsou sice řazeny mezi auxiliární expirační svaly, ale ve skutečnosti je jejich funkce mnohem významnější. Tyto svaly tvoří dohromady třívrstvou plochou břišní stěnu, která jako pás přitlačuje břišní orgány směrem k páteři a brání tak jejich ventrokaudálnímu vyklenutí. Každý z těchto svalů má odlišný průběh svalových vláken, ale zapojují se jako jeden celek. Snopce m. RA jdou přímo kraniokaudálně od

spodní části hrudníku k symfýze a stydké kosti. Průběh vláken MOEA je šikmý kaudomediální, vlákna MOIA jdou naopak šikmo kraniomediálně. Nejhlubším svaelem je m. TrA, jehož vlákna mají trojí směr. Střední vlákna běží horizontálně, spodní vlákna kaudomediálně a horní vlákna kraniomediálně (Kapandji, 1985; Dylevský, 2009; Véle, 2006; Ratnovsky, aj., 2008; Drummond, 2003).

Podle Drummonda (2003) je pro respirační aktivitu nejdůležitější m. TrA, protože je nepohotovější v respiračních manévrech. Méně pohotové jsou oba šikmé břišní svaly a m. RA má podle něj spíše posturální roli, protože se respirace účastní minimálně. Aktivita břišních svalů obecně se zvyšuje vlivem anestezie.

Šikmé svaly jako celek připomínají díky svému kosočtverečnému vzájemnému křížení korzet nebo též „šněrovačku“, která udržuje břišní orgány proti páteři a zároveň se podílí na formování pasu a boků. Snopce MOEA jedné strany totiž přímo nasedají na snopce MOIA druhé strany, díky čemuž se vytváří odpovídající zúžení břišní stěny v pase, viz obr. 3 (Kapandji, 1985).

Obr. 3 Znárodnění průběhu vláken břišních svalů (převzato z Kapandji, 1985)



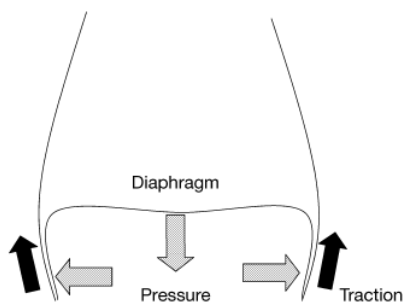
1.1.3.3 SYNERGIE BRÁNICE A BŘIŠNÍCH SVALŮ

Břišní svaly a bránice by z hlediska svého zařazení do funkčních skupin dechových svalů mohly být považovány za vzájemné antagonisty. Avšak jejich funkce je velmi významně spojena, což dokazuje paréza břišních svalů u pacientů s poliomyelitidou. U těchto pacientů byl snížený dechový objem i přes to, že bránice byla zcela intaktní. Tyto případy dokazují, že břišní svaly nelze považovat pouze za auxiliární expirační svaly (Véle, 2006; Kapandji, 1985). Vztah bránice a břišních svalů prokázal též Bodin a Olsén (2005) u pacientů s míšní lézí. Tito pacienti měli díky paréze břišních svalů snížené dechové objemy. Stav se zlepšil použitím břišní bandáže, která měla částečně nahradit stabilizační funkci břišních svalů. Příznivé účinky abdominální bandáže v rámci zvládnutí dušnosti byly popsány i u pacientů s CHOPN (Courtney, 2009).

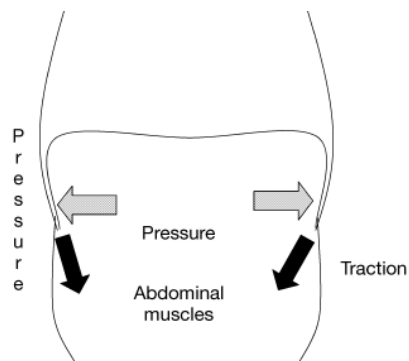
Abdominální svalová slabost zhoršuje funkci bránice. Tonické i fázičké zapojování břišních svalů napomáhá funkci bránice během nádechu i výdechu a může v určitém rozsahu nahradit brániční dysfunkci. Kontrakce břicha během nádechu předchází nadměrnému zkrácení bránice během stoje a během prudkých dechových manévrů. Zároveň napomáhá bránici zvětšit délku a zakřivení jejich vláken, což následně umožní efektivní kontrakci bránice během nádechu (Courtney, 2009).

Při nádechu dochází ke kaudálnímu posunu bránice, která tlačí na viscerální orgány. Aby nedošlo k vyklenutí těchto orgánů, musí se aktivovat břišní svaly, které přitlačí útroby k páteři a tímto je zafixují. Při absenci tohoto zpevnění by nedošlo k vytvoření puncta fixa v místě centrum tendineum a bránice by tudíž nemohla svou kontrakcí zvedat dolní žebra, viz obr. 4. Většina těchto funkcí je doplněna nepatrných anteriorním pohybem břicha. Když bránice funguje normálně přední posunutí břicha je doprovázeno laterální expanzí a elevací dolních 6 žeber (Kapandji, 1985; Drummond, 2003). Existuje ale i jiná varianta aktivity břišních svalů, která je znázorněna na obr. 5. Zde břišní svaly způsobují tah dolních žeber kaudálně a dovnitř. Tímto dochází ke zvýšení IAT, který nutí bránici ke kranálnímu posunu a zároveň roztlačuje dolní žebra. Výsledný efekt aktivity břišních svalů tedy není jednoznačný a závisí na aktivitě jednotlivých svalů a jejich koordinaci s bránicí (Drummond, 2003).

Obr. 4 Expanze dolních žeber kontrakcí bránice při fixovaném centrum tendineum (převzato z Drummond, 2003)



Obr. 5 Kraniální posun bránice a expanze dolních žeber při zvýšeném IAT kontrakcí břišních svalů (převzato z Drummond, 2003)



Typicky v případě dysfunkce bránice mění břišní svaly svůj vzor dechové aktivity. Znakem dysfunkce bránice může být paradoxní nebo asynchronní pohyb břicha, kdy jeho rozměry jsou zmenšené během nádechu. Nicméně ne vždy tento paradoxní pohyb musí znamenat dysfunkci bránice. Někdy může být normální reakcí břicha na zvětšené plicní objemy, fyzickou zátěž, rychlé dechové manévry nebo pozici stoje, která udržuje abdominální tlak a pomáhá bránici udržovat ideálnější vzdálenost a zakřivení (Courtney, 2009).

Funkce břišních svalů během kontrakce bránice je excentrická. V okamžiku plného oploštění bránice se tato excentrická kontrakce mění na izometrickou a má za úkol udržet stlačený obsah dutiny břišní (Suchomel, 2007). Tento názor doplňuje Romagnoli a Gorini (2006), kteří uvádí, že břišní svaly relaxují postupně během nádechu spolu s vnitřními interkostálními svaly, aby byl umožněn nábor inspiračních svalů a tím „nafouknutí“ hrudníku.

Vztah bránice a m. TrA je funkční i morfologický. Studií o morfologickém podkladu synergie bránice a m. TrA bylo dokázáno, že snopce bránice plynule přecházejí do snopců m. TrA. Toto vzájemné promíchání vláken obou svalů je pravděpodobně zapříčiněno společným embryonálním původem obou svalů. Okrajová část mezenchymového základu bránice pochází z materiálu stěny trupu (Holibka a Dvořák, 2006). Čumpelík (2000, in Věle, 2006) popsal funkční vztah bránice a m. TrA podle jednotlivých segmentů těchto svalů. Lumbální část bránice má vztah k dolní

části m. TrA, kostální část bránice ke střední oblasti m. TrA a sternální část bránice k horním segmentům m. TrA.

Další vzájemný vztah byl popsán mezi svaly pánevního dna, břišními svaly a bránicí. Svaly pánevního dna se kontrahují excentricky během nádechu a koncentricky spolu s břišními svaly během výdechu a kašle, čímž je redukován objem břišní dutiny, zvyšuje se IAT, což nutí bránici k elevaci a tím k vyšší efektivitě výdechu (Talasz a Kofler, 2009).

Souvislost mezi bránicí a břišními svaly popisuje také Skládal (1976). Mezi bránicí a epigastrickou oblastí, tj. m. RA funguje vztah reciproční inhibice. Svaly jsou tzv. synchronně reciproční, z čehož vyplývá, že kontrakce jednoho je doprovázena relaxací druhého. Tento vztah potvrzuje nález hypertonu pravého m. RA a elevace pravé kupole bránice. Pravá kupole bránice je fyziologicky o 1-2 cm výše než levá a zároveň bylo palpací zjištěno, že dominuje hypertonus pravého m. RA, proto vzniká domněnka, že selektivní elevace pravé kupole není náhodná a může být způsobena větší relaxací této oblasti, což podle vztahu reciproční inhibice je v souladu s nálezem hypertonu pravého m. RA. Autor nabízí také vysvětlení tohoto nálezu. Větší relaxace pravé kupole bránice má totiž umožnit realizaci žilního návratu směrem k pravému srdci. Zdá se, že jde o evolučně podmíněnou reflexní záštitu plynulého žilního návratu, který je realizován tlakem kontrahované epigastrické svaloviny a současnou zvýšenou relaxací pravé poloviny bránice.

1.1.4 DÝCHÁNÍ A HEMODYNAMIKA

Proudění vzduchu do dýchacích cest je umožněno díky změně tlakových poměrů v dutině hrudní. Funkční dechové čerpadlo vytváří rytmické kolísání tlaku mezi hrudníkem a břichem, které je velmi důležité pro pohyb tělních tekutin jako krev a lymfa (Courtney, 2009). Poklesem bránice při nádechu dochází k vertikálnímu rozšíření hrudníku a tím i ke snížení intratorakálního tlaku (dále jen ITT). Kaudálním posunem bránice se zároveň zmenšuje objem dutiny břišní a roste IAT (Kapandji, 1985; Janura a Míková, 2003; Kim, 2011; Seikel, aj., 2000). ITT a alveolární tlak je v tomto okamžiku nižší než atmosférický tlak a díky tomu dochází k nasávání vzduchu do dýchacích cest (dále jen DC) až k alveolům a je umožněn nádech. Pokles bránice při klidovém nádechu má za následek snížení intrapleurálního tlaku cca na -10 cm H₂O. Relaxace bránice během výdechu neznamena návrat tohoto negativního tlaku na

hodnotu atmosférického tlaku, nýbrž se vrátí konstantní negativní tlak, který činí asi -6 cm H₂O. U zdravých lidí totiž ITT zůstává stále negativní, což je zdůrazněno dvěma faktory:

1. Plíce jsou neustále expandovány, protože hrudník má větší objem než plíce, které jsou pomocí něj plněny vzduchem.
2. Ke kompletnímu vyprazdňování plic za fyziologických okolností nedochází, zůstává zde reziduální plicní objem (Seikel, aj., 2000).

Pokles ITT nemá však vliv pouze na respiraci, ale i na hemodynamiku. Při nádechu se zvyšuje venosní návrat dolní dutou žilou směrem k pravé síni srdeční. Nádech tímto v podstatě zajišťuje nejenom ventilaci plic, ale i jejich perfuzi (Kapandji, 1985; Dostál, 2005). Naopak zvýšení ITT, ke kterému dochází např. při umělé plicní ventilaci (dále jen UPV) pozitivním přetlakem snižuje žilní návrat, čímž snižuje plnění pravého srdce a tím i prokrvení plic (Dostál, 2005).

1.1.4.1 FAKTORY OVLIVŇUJÍCÍ PERFUZI PLIC

Mechanismy, které mají vliv na distribuci krve v plicním řečišti, jsou dvojího typu. Jedná se o mechanismy způsobené gravitací a mechanismy nezávislé na gravitaci. V závislosti na gravitaci rozlišujeme v plicích 4 tzv. Westovy zóny. Jsou to oblasti plic, ve kterých je různý poměr ventilace a perfuze vzhledem k jejich uložení. *Westova zóna I* je část plic, která je ventilována, ale není perfundována. *Westova zóna II* je ventilována i perfundována. Rychlost průtoku krve v této oblasti závisí na tlakovém gradientu mezi tlakem na arteriálním konci plicního řečiště a alveolárním tlakem. *Westova zóna III* je také ventilována i perfundována, ale rychlost krevního toku je určena tlakovým gradientem mezi tlakem na arteriálním a venosním konci plicního řečiště. Pouze za patologických situací v plicích existuje *Westova zóna IV*. Tato zóna nemusí být ventilována a rychlost průtoku krve je dána tlakovým gradientem mezi tlakem na arteriálním konci řečiště a intersticiálním tkáňovým tlakem. Jednodušeji by se dalo říct, že v apikálních (nondependentních) oblastech plic převažuje ventilace a v bazálních (dependentních) částech plic převažuje perfuze (Dostál, 2005). Pro existenci všech tří fyziologicky existujících Westových zón musíme uvažovat polohu ve stoji. U ležícího člověka se však většina plicního parenchymu nachází ve Westově zóně III. Výjimkou je ležící pacient na UPV, kde je

použitý pozitivní přetlak. Tento tlak totiž vytváří i u ležícího pacienta podmínky všech tří zón (Petersson, aj., 2007).

Zajímavým mechanismem nezávislým na gravitaci je anatomicky determinovaná distribuce průtoku krve plicemi. Jde o to, že maximum krevního toku je distribuováno do dorzálních partií plic. I když polohu na zádech změním na polohu na břiše, zůstane tato distribuce krve zachována (Dostál, 2005). Tento jev potvrdil Martínek a Nin (2009), který popisuje zlepšení ventilačních parametrů u pacientů s ARDS, kteří byli umístěni do pronační polohy. U těchto pacientů došlo k zvýšení pO_2 . Úspěch je vysvětlován zlepšením poměru ventilace – perfuze v pronační poloze, protože dorsální partie plic zůstávají dobře perfundovány a navíc se zlepšuje ventilace těchto oblastí.

1.2 VLIV POLOHY NA DÝCHÁNÍ

Z dostupných odborných zdrojů je zřejmé, že poloha těla má vliv na postavení, tvar a pohyb bránice, hrudníku a břišních svalů (Čumpelík, aj. 2006; Kapandji, 1985). Nejčastěji vyšetřované jsou supinační a pronační poloha, poloha na boku, stoj a klek na čtyřech (Čumpelík, aj., 2006; Kapandji, 1985; Kera a Maruyama, 2005; Petersson, aj., 2007; Tanskanen a Kyna, 1997).

Petersson aj. (2007) zkoumali rozdíl mezi polohou pronační a supinační. Zdraví probandi byli vyšetřováni počítačovou tomografií za použití kontrastní látky, která umožnila hodnotit redistribuci krevního toku a ventilace v obou polohách. Ukázalo se, že změna polohy má primárně vliv na rozložení samotného plicního parenchymu v hrudní dutině. Změny v krevním toku a ventilaci jsou až sekundární jevy doprovázející nové rozložení plicní tkáně. Zjednodušeně by se tedy dalo říci, že poloha těla neovlivní rozložení krve a vzduchu v plíci, ale rozložení plíce v hrudníku.

Zajímavý je též výsledný efekt změny polohy těla na plicní poddajnost (compliance). Je dokázáno, že plicní compliance klesá v poloze na boku a v pronační poloze (Tanskanen a Kyna, 1997).

Jak již bylo uvedeno, poloha těla ovlivňuje také aktivitu břišních svalů. Kera a Maruyama (2005) využili kombinaci elektromyografie a spirometrie, aby zhodnotili, jaká je aktivita břišních svalů v různých polohách těla a zároveň korelaci této aktivity s respiračními parametry. Bylo zjištěno, že MOIA se nejvíce aktivuje ve stoji, protože dochází k protažení břišní stěny tlakem břišních orgánů, což způsobuje aktivaci tohoto

svalu. Naopak MOEA byl neaktivnější v poloze vsedě s loktem na koleni. Tento jev je vysvětlován anatomickým uspořádáním vláken MOEA, které odpovídá směru pohybu dolních žebber, tudíž při nádechu je tento sval protahován, čímž se díky stretch reflexu aktivuje pro následný výdech. Tato pozice s loktem na koleni je však zároveň polohou, kdy je nejméně aktivován MOEA. Nejnížší aktivita MOEA byla popsána v supinační poloze při nádechu. Jako nejméně ovlivnitelný břišní sval se jeví m. RA, jehož aktivita se polohováním prakticky nezměnila. Je také důležité zmínit, že se změnou polohy těla se měnil objem plic, nikoli však dechový vzor. Z daného vyplývá, že aktivita svalů v jednotlivých pozicích je ovlivněna anatomickým uspořádáním svalů a gravitací.

1.2.1 HORIZONTÁLNÍ POLOHA TĚLA

Kapandji (1985) uvádí, že při supinační poloze těla dochází ke snížení objemu dutiny hrudní, které je způsobeno přesouváním břišních orgánů kraniálně pod bránici směrem do hrudníku. Následkem tohoto jevu je ztíženo dýchání a snížený inspirační rezervní objem. Ačkoliv zhoršení brániční funkce v supinační poloze bylo považováno za fyziologický fenomén, ve studii Takazakura a Takahashi (2004) byly nalezeny větší exkurze bránice v supinační poloze oproti sedu. Brániční pohyb byl větší zvláště v posteriorních oblastech bránice. Tyto vzdáleně protichůdné nálezy mají však logické vysvětlení. Protože břišní orgány tlačí bránici v konečné fázi výdechu kraniálně snadněji v supinační poloze, výsledné posunutí bránice je větší v supinační poloze než v sedu. I když se ale bránice posunula více, výsledný nádechový objem byl menší, což je způsobeno vyšším IAT v supinační poloze.

Horizontální poloha navíc nezanedbatelně mění abdominální kinematiku. Postupné snižování sklonu trupu (směrem k horizontále) redukovalo pohyb hrudníku, dechový objem a minutovou ventilaci a progresivně zvyšovalo abdominální příspěvek k dechovému objemu. Tento efekt na zvýšení pohybu břicha v horizontální poloze byl zvláště patrný u žen (Romei a Lo Mauro, 2010).

Podobně při poloze na boku dochází k posunu břišních orgánů dolů směrem k podložce a kraniálně pod brániční klenbu ležící strany těla, což vede k horší ventilaci dolních oblastí plic (Kapandji, 1985). Badr, aj. (2002) však píše, že právě kranioventrální posun abdominálního obsahu zajišťuje optimální protažení vláken dependentní hemibránice, zatímco co nondependentní (horní) hemibránice je více

oploštělá. Změny v objemu hrudníku ležící strany nemusí být vždy jednoznačné, protože je sice omezená expanze ležící strany hrudníku, ale zároveň vzniká vydatnější kontrakce bránice na této straně. V případě jednostranných plicních chorob nebo následkem torakotomie je výměna plynů optimální, pokud je pacient polohován na zdravém boku, tj. s postiženou stranou nahoře, protože zvýšená perfuze v dependentní (ležící) straně je vyrovnávána zdravou plicní ventilací (Kiryu a Loring, 2006).

Kiryu a Loring (2006) navíc zkoumali vztah mezi pravou a levou polovinou bránice u zdravých osob. Měřili rozsah, synchronizaci a rychlost bráničního pohybu v supinační a pronační poloze a v obou polohách na boku. Vyšetřované parametry se měnily v závislosti na poloze a také ve fázi nádechu a výdechu. Větší exkurze bránice byly zaznamenány na pravé polovině bránice ve všech polohách s výjimkou polohy na levém boku. V supinační a pronační poloze se obě poloviny bránice pohybovaly synchronně při nádechu i výdechu. Naopak v polohách na boku byl pohyb asynchronní s různými rychlostmi ve výdechové fázi, ale se stejnými rychlostmi pohybu při nádechu.

1.2.2 VERTIKÁLNÍ POLOHA TĚLA

Ve stoji a v sedu jsou prokazatelně vyšší dechové objemy jako vitální kapacita (VC) a celková plicní kapacita (TLC) oproti polohám v lehu (Kera a Maruyama, 2005). Fyziologický přístup k sedu je navíc důležitý protože v sedu trávíme většinu života (Takazakura a Takahashi, 2004).

Ve stoji je největší objem dutiny hrudní, s čímž koreluje i plicní objem. Je to dáno třemi základními faktory:

- a) Obsah dutiny břišní je vlivem gravitace tažen kaudálně, čímž dochází k zvětšení vertikální délky hrudníku.
- b) Baze plic nejsou stlačeny hmotností srdce a abdominálním obsahem. Díky tomu se mohou více rozevřít stlačené alveoly a navíc dochází ke zvýšení plicní compliance.
- c) Inspirační svaly jsou ve stoji schopné neomezeně expandovat hrudník všemi směry, což podporuje vydatnější kontrakci bránice, která poklesne dále kaudálněji a umožní ještě více zvětšit vertikální vzdálenost hrudníku.

Vyšší plicní objem je navíc spojen s vyšší elasticitou plic. Při hlubokém nádechu totiž dochází k roztahování tkání hrudníku, přičemž vzniká energie, která je následně využita pro opětovné smrštění hrudníku a plic při výdechu. Ve stoji je navíc obecně vyšší excitabilita nervového systému (Badr, aj., 2002).

Efekt polohy v sedu zkoumali Lee a Chang (2010). Použili 7 poloh v sedu a sledovali trojdimenzionální (3D) změny ve tvaru a pohybu hrudní stěny a relativní příspěvky žeber a břišní stěny k dechovému objemu. Existující komplex anteriorních a posteriorních kloubů hrudní páteře a žeber dává možnost spekulace, že změny v jedné rovině budou mít potenciál ovlivnit tvar a pohyb hrudníku ve 3D během respirace. Mimoto respirační svaly mají také posturální funkci, proto změny poloh těchto svalů mohou měnit jejich schopnost účastnit se dýchání. Nálezy ukazují, že malé změny při sedu v jedné rovině způsobují změnu konfigurace a pohybu hrudníku ve 3D a také změnu distribuce plicních objemů při dýchání. Tedy i malé změny v páteřním alignmentu v sedu mají dopad na tvar hrudníku a na dýchání.

Tyto změny dokazují, že respirační aparát je schopen se adaptovat na různé 3D pozice jak mezi žeberními oddíly, tak mezi hrudníkem a břichem. Změny v aktivitě trupových svalů, které jsou důležité pro udržení postury také ovlivňují compliance hrudníku a břicha.

Důležitým faktorem pro posuzování polohy v sedu je přítomnost či nepřítomnost opory zad. Příspěvek břicha k dechovému objemu v poloze vsedě s oporou zad je významně větší než bez opory, s čímž koresponduje nižší pohyblivost hrudníku v rámci obvodu, průřezu a objemu, pokud je hrudník opřen. Tento efekt může být vysvětlen účinkem tonické kontrakce břišních svalů při sedu bez opory zad. Břišní svaly i bránice jsou zapojeny do kontroly posturální stability ve vzpřímených pozicích a brániční kontrakce minimalizuje pohyb břišního obsahu do hrudníku (Romei a Lo Mauro, 2010).

1.3 REHABILITACE PO KARDIOCHIRURGICKÉ INTERVENCI

Následující kapitoly seznamují čtenáře s vlivem operačního zákroku na respirační kinematiku hrudníku a plicní funkce. Snaží se hlouběji proniknout do oblastí respiračních funkcí po velice invazivním zákroku a připravit tak teoretický podklad pro konkrétní cílenou práci fyzioterapeuta u pacienta po kardiochirurgickém zákroku. Jsou zde nastíněny některé stěžejní techniky respirační fyzioterapie, jejichž efektivita je podložena pomocí Evidence Based Medicine (EBM) studií.

1.3.1 VLIV KARDIOCHIRURGICKÉ INTERVENCE NA DÝCHÁNÍ

Standardním přístupem pro kardiochirurgické (zkr. KCH) zákroky je mediální sternotomie (Bruhin, aj., 2005; De Blasi, aj., 2007). Jedná se o vysoce invazivní vstup do organismu, který je spojen s významnými změnami v respiraci každého pacienta. Nejčastěji uváděnými následky sternotomie jsou:

- ❖ Léze nervus phrenicus
- ❖ Redukce plicního objemu
- ❖ Změna respirační mechaniky hrudníku a břicha.

Léze n. phrenicus je uváděna jako běžná komplikace po provedení koronárního bypassu (zkr. CABG, Coronary Artery Bypass Graft). Tato neuropatie může vést k dysfunkci bránice a její etiologie není zcela jasná. Jako možná příčina je uváděn vliv hypotermie při průběhu operace (Kristjánsdóttir, aj., 2004; Ragnarsdóttir, aj., 2004). Většina pacientů se z této léze zotaví do 1 roku po operaci (Kristjánsdóttir, aj., 2004).

Redukce plicního objemu jako důsledek mediální sternotomie je dobře známý jev popisovaný mnoha autory (Kristjánsdóttir, aj., 2004; Ragnarsdóttir, aj., 2004; Chetta, aj., 2006; Calderon, aj., 2009; Westerdahl, aj., 2001; Yánez-Brage, aj., 2009; De Macedo, aj., 2011). Příčina redukce plicních funkcí je multifaktoriální. Mezi možné vlivy řadíme anestezii, mechanické změny hrudníku způsobené poruchou kontinuity sternu, imobilizaci a bolest. Chetta, aj., 2006 navíc udává jako možný faktor slabost respiračních svalů, která se váže spíše k expiriru. Pokles plicních funkcí může tvořit až 75 % předoperačních hodnot (Westerdahl, aj., 2001), nicméně většinou se uvádí pokles o 25-30 % předoperačních hodnot, což je pozorováno ještě 3 měsíce po operaci (Kristjánsdóttir, aj., 2004; De Macedo, aj., 2011).

K efektu anestezie se vyjadřuje Drummond (2003). Píše, že následkem anestezie dochází k útlumu dechového centra v CNS, čímž dochází ke ztrátě koordinace respiračních svalů a následně také narušení pohybu hrudníku a břicha při dýchání. Tímto mechanismem dojde k snížení dechového objemu, který je doprovázen narušenou výměnou plynů v plicích.

Apostolakis, aj. (2010) popisuje pooperační difúzní poškození plic, které dále rozděluje na chudou pooperační plicní mechaniku a abnormální výměnu plynů v plicích. Tato plicní dysfunkce, která zahrnuje i plicní edém, může vést až k pooperačnímu ARDS, a to ve 2-3 % případů. Dalším popisovaným nálezem je atelaktáza plic, která se vyskytuje v různé míře až u 80 % pacientů. Jedná se tedy o důsledek KCH operace a zároveň jednu z možných příčin redukce plicních funkcí (Ragnarsdóttir, aj., 2004).

Ve srovnání s předoperačním obdobím dochází k snížení a narušení respiračních pohybů hrudníku a břicha. Během KCH operace je sternum porušeno a vzniká mezera mezi jeho okraji. Při provádění CABG je navíc levý okraj elevován proti pravému, proto bývá pooperační dysfunkce hrudníku vyjádřena více vlevo. Rozevřením hrudníku dochází též k lézi kostovertebrálních a kostotransversálních kloubů. Narušena je i funkce respiračních svalů (Ragnarsdóttir, aj., 2004).

Podrobnější popis změn respirační mechaniky přináší ve svých studiích Kristjánsdóttir, aj. (2004) a Ragnarsdóttir, aj. (2004). Popisují, že po KCH operaci dochází k dyskoordinaci pohybů hrudníku a břicha a k redukci a nekoordinované expanzi žeber. V 1. týdnu po operaci je snížen abdominální pohyb participující na dýchání až o 43 %. Při dalším měření ve 3. měsíci po operaci bylo zjištěno, že abdominální pohyb je stále významně nižší, ale zato se zvětšuje pohyb v dolním sektoru hrudníku až o 17 %. Ještě více je v tomto období zvýrazněn pohyb horního sektoru hrudníku, a to na levé straně o 20 % a na pravé straně až o 33 %. S tímto nálezem koreluje také zjištění, že se mění dechový vzor před a po operaci. Zatímco před operací převládá u většiny pacientů vzor abdominálního dýchání, po operaci se tento vzor mění na horní hrudní. Chetta, aj. (2006) navíc dodává, že redukce respiračních pohybů časně po operaci může být významně ovlivněna bolestí. Je potom logické, že snížení plicních objemů v pooperační fázi přímo koreluje s omezením respirační kinematiky.

Mimo popsané skutečnosti mediální sternotomie může vést k dalším závažným plicním komplikacím. Mezi takové patří sternální nestabilita až dehiscence rány a hluboká infekce sternu. Frekvence výskytu těchto komplikací se uvádí mezi 0,15 až 8 % a pokud už se vyskytnou, nesou s sebou vysoký stupeň morbidity a mortality. Proto každý pacient, který podstoupil mediální sternotomii, musí být důsledně edukován o pooperačním režimu (Brocki, aj., 2010; Bruhin, aj., 2005; Kun a Xiubin, 2009).

Za zmínku také stojí, že ve výskytu pooperačních plicních komplikací nehraje významnější roli to, zda byla operace provedena na bijícím srdci nebo s použitím mimotělního oběhu. Při srovnání použitých štěpů byl nalezen vyšší výskyt plicních komplikací při použití arteria mamma interna než při použití vena saphena magna (Yánez-Brage, aj., 2009). Calderon, aj., (2009) se zabýval otázkou, zda využití miniinvazivního přístupu namísto mediální sternotomie s sebou nepřinese úspěch ve sníženém výskytu pooperačních respiračních komplikací. Bylo nicméně zjištěno, že mezi oběma přístupy není signifikantní rozdíl ve výskytu sledovaných komplikací.

1.3.2 RESPIRAČNÍ FYZIOTERAPIE V POOPERAČNÍ PÉČI

Pooperační respirační fyzioterapie (zkr. RFT) byla ohlášena kolem roku 1960, což pravděpodobně souviselo s rozvojem techniky mimotělního oběhu v roce 1953. Obecným cílem pooperační rehabilitace je zlepšení kvality života a zlepšení pooperační prognózy časně po operaci. Mezi specifické cíle řadíme:

- ❖ prevenci respiračních komplikací po operaci,
- ❖ podporu a zlepšení funkce myokardu,
- ❖ ochranu operační rány,
- ❖ zlepšení symptomů při srdečním onemocnění,
- ❖ zlepšení fyzické kondice,
- ❖ sekundární prevenci koronárních chorob a
- ❖ psychickou podporu pacienta.

Kardiální rehabilitace se liší z důvodu etiologie, symptomů a typu KCH operace, proto je nutné režim vždy individuálně přizpůsobovat potřebám pacienta (Ueno a Tomizawa, 2009).

Pro minimalizaci negativních důsledků operačního zákroku je nemocniční fáze kardiální rehabilitace nejdůležitější. Délka jednoho terapeutického sezení by měla být kolem 20 minut a během této doby by měly být střídány 3-5 minutové intervaly cvičení a 1-2 minutové intervaly odpočinku. Časové údaje nelze standardizovat, vždy přihlížíme k subjektivním potřebám pacienta (De Macedo, aj., 2011). Pooperační fyzioterapie by měla zahrnovat polohování, časnou mobilizaci pacienta, dechová cvičení a expektorační techniky (Westerdahl, aj., 2001).

Ve Skandinávii je rutinně používanou technikou RFT po KCH operaci hluboké odporované dýchání, tzv. PEP systém (PEP, Positive Expiratory Pressure). Tato technika pochází z Dánska a byla zavedena kolem roku 1970 s primárním cílem mobilizovat sekrety z dýchacích cest. PEP systém má ale pozitivní vliv také na plicní objemy ve smyslu zvýšení (Westerdahl, aj., 2001). Díky výdechovému odporu je PEP systém významný stimul pro aktivitu břišních svalů, které mohou přispívat k dechové práci až z 20 %. Při aktivitě expiračních svalů navíc dochází k dilataci DC pomocí cholinergního systému, čímž je snižován sklon DC ke kolapsu (Drummond, 2003). Dalším využívaným systémem je IR-PEP (Inspiratory Resistance-Positive Expiratory Pressure). Pomocí inspiračního odporu je generován aktivní nádech a zvyšují se nároky na činnost bránice, což má pozitivní vliv na zotavení bránice po operaci. Hluboké dýchání je tedy metodou volby v časně fázi po KCH operaci a pacientům je doporučováno provádět každou hodinu alespoň 30 hlubokých dechů během dne (Westerdahl, aj., 2001; Westerdahl a Olsén, 2011).

Jako techniky, které napomáhají clearance DC jsou označovány kašel a huffing. Obě techniky využívají vysoký expirační tlak a vysokou rychlost průtoku vzduchu. Kašle předchází hluboký nádech, poté se zvyšuje intrabronchiální tlak proti zavřené glottis a následně probíhá rychlý výdech přes prudce otevřenou glottis. Na rozdíl od kašle je huffing silový výdechový manévr přes otevřenou glottis. Právě kašel a huffing jsou techniky velmi ovlivnitelné polohou těla. Čím je poloha těla vertikálnější, tím je vyšší plicní objem a tím i elasticita plic. Ve vertikále je navíc lepší biomechanické postavení expiračních svalů a ty díky tomu dokážou generovat vyšší expirační tlak a průtok vydechovaného vzduchu. Klíčovými svaly, které generují expirační tlak, jsou břišní svaly. Optimální délka jejich svalových vláken je během stoje (Badr, aj., 2002).

Pomocí ventilace můžeme nepřímo ovlivnit také funkci srdce. Jedná se o komplexní procesy v organismu, které působí na rezervu myokardu, funkci komor,

krevní oběh a jeho distribuci, nastavení autonomního nervového systému, endokrinní funkce, plicní objemy a ITT (Pinsky, 2005).

Veškeré výše popsané techniky a postupy jsou zahrnovány u pacienta v pooperační péči. Yánez-Brage, aj. (2009) se však zamýšlí nad efektivitou předoperační intervence fyzioterapeuta. Uvádí, že předoperační provádění technik hlubokého dýchání může zlepšit parametry plicních funkcí po KCH operaci a snížit riziko pooperační atelektázy až o 52 %.

1.3.3 HARMONOGRAM REHABILITACE V POOPERAČNÍ PÉČI

Na Kardiochirurgické klinice Fakultní nemocnice Olomouc probíhá rehabilitace většiny pacientů po operaci podle následujícího harmonogramu:

1. pooperační den: RFT a kondiční cvičení končetin na lůžku, cévní gymnastika. Večer je pacient posazován s dopomocí sestry. Dolní končetiny zůstávají na lůžku.
2. pooperační den: pokračování v RFT a kondičním cvičení. Sed se spuštěnými bérce s dopomocí fyzioterapeuta. Podle stavu pacienta je možný stoj, event. kroky u lůžka.
3. pooperační den: pokračování v RFT a kondičním cvičení. Chůze do vzdálenosti 50-100 metrů.
4. pooperační den: chůze po schodech a možnost jízdy na rotopedu v aerobním pásmu, tj. 60 % maximální tepové frekvence.

Rehabilitace je po celou dobu přizpůsobována aktuálnímu stavu pacienta, jsou monitorovány hodnoty vitálních funkcí, vegetativní reakce na zátěž a subjektivní pocity (Zelená, osobní sdělení).

1.4 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE

Aktivita kosterních svalů začíná vznikem akčního potenciálu, který vychází z alfa motoneuronů předních rohů míšních a prostřednictvím axonů je veden až k neuromuskulární ploténce. Každý alfa motoneuron inervuje několik svalových vláken a vytváří tak různě velké motorické jednotky. Všechna vlákna jedné motorické jednotky potom reagují stejně na přicházející akční potenciál. Pro snímání elektrického dění ve svalu existují dvě techniky, a to intramuskulární a povrchová elektromyografie (EMG). Výhodou intramuskulární EMG je skutečnost, že umožňuje snímat akční potenciál pouze jedné motorické jednotky. Zároveň je však nutné dodat, že hodnotí pouze malý okrsek svalu. Navíc je to metoda invazivní, a proto je i hůře tolerovaná pacienty. Kineziologicky přínosnější metodou je proto povrchová EMG (Latash, 2008).

Povrchová elektromyografie (viz také Surface Electromyography, zkr. SEMG) je přístrojová experimentální technika, která umožňuje hodnotit stav kosterních svalů a jejich řízení nervovým systémem. Umožňuje zachytit, zaznamenat a analyzovat elektrické potenciály vznikající při činnosti kosterních svalů. Pomocí SEMG je možné hodnotit neuromuskulární aktivaci svalů během různých pohybových úkolů, informuje nás o individuální pohybové strategii a funkční integritě periferní a centrální složky senzomotorického aparátu. Cílem SEMG je tedy objektivizace pohybu jako funkce (Krobot, Kolářová, 2011; Konrad, 2005).

Podstatou SEMG jsou cykly depolarizace a repolarizace, které se odehrávají na membráně svalových vláken. Tyto signály jsou snímány z povrchu svalu pomocí dvou elektrod, tzv. bipolární snímání. Dvojice elektrod je umístěna na svalovém břišku paralelně s průběhem svalových vláken. V závislosti na prostorové vzdálenosti obou elektrod vzniká rozdíl potenciálů mezi elektrodami. Výsledkem je bipolární signál, který je zesílen a veden až k počítačové obrazovce, kde jsou data následně ukládána a připravena pro další zpracování (Krobot, Kolářová, 2011; Konrad, 2005; Zedka, Valouchová, 2009).

Využitelnost SEMG v klinické rehabilitační praxi je široká. Lze hodnotit timing jednotlivých svalů, strategie posturální stabilizace, míru aktivace svalů v rámci hodnoceného pohybu či polohy. Můžeme také popisovat svalové synergie a určovat

unavitelnost svalů. Uplatnění má též SEMG jako biofeedback v terapii vybraných svalů (Krobot, Kolářová, 2011; Zedka, Valouchová, 2009).

V rámci výzkumu je nutné myslet také na limity SEMG vyšetření. Jedním z problémů je individuální variabilita lidského pohybu, kterou nelze absolutně standardizovat během klinického měření (Krobot, Kolářová, 2011). Dále nesmíme opomínat faktory, které ovlivňují snímání signál. Mezi takové patří třeba snímání elektrické aktivity jiných orgánů, např. srdečních potenciálů, kdy v SEMG záznamu vznikají nežádoucí EKG artefakty. Roli hraje také charakter tkání pod elektrodami (pojivová tkáň, tuková vrstva), potivost kůže, umístění elektrod, vzdálenost a velikost jednotlivých elektrod, externí šumy, apod. (Krobot, Kolářová, 2011; Konrad, 2005).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 CÍLE PRÁCE

Diplomová práce si klade za cíl zhodnotit míru zapojení trupových svalů při provádění aktivních forem výdechu v poloze vleže a vsedě a určit, ve které poloze se sledované svaly zapojují více. Dále bychom chtěly stanovit, ve kterém typu výdechu dochází k největšímu zapojení testovaných svalů

2.2 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

2.2.1 VÝZKUMNÁ OTÁZKA č. 1

Ve které poloze vykazují sledované svaly vyšší aktivitu během různých variant aktivního výdechu?

H₀₁: Není rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů během prodlouženého výdechu v poloze vleže a vsedě.

H₀₂: Není rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů během výdechu přes ústní brzdu "š" v poloze vleže a vsedě.

H₀₃: Není rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů během výdechu přes stříkačku v poloze vleže a vsedě.

H₀₄: Není rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů během přerušovaného výdechu přes ústní brzdu "š-š-š" v poloze vleže a vsedě.

H₀₅: Není rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů během výdechu přes ústní brzdu "c" v poloze vleže a vsedě.

2.2.2 VÝZKUMNÁ OTÁZKA č. 2:

Která z variant aktivního výdechu je lepší pro aktivaci sledovaných svalů v poloze vleže a vsedě?

H₀₆: Aktivita sledovaných svalů v průběhu jednotlivých typů výdechu prováděných v poloze vleže se neliší.

H₀₇: Aktivita sledovaných svalů v průběhu jednotlivých typů výdechu prováděných v poloze vsedě se neliší.

3 METODA VÝZKUMU

V této kapitole je charakterizován testovaný soubor pacientů a detailně popsán postup měření. Uvedeny jsou veškeré informace o výzkumné metodě, přípravě pacientů a aplikaci elektrod. Nechybí výčet svalů, které byly pro měření zvoleny. Následuje popis zpracování a analýzy dat a informace o jejich statistickém vyhodnocování.

3.1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO SOUBORU

Do testovaného souboru bylo zařazeno celkem 14 pacientů Kardiochirurgické kliniky Fakultní nemocnice Olomouc. Průměrný věk pacientů byl 67,6 let (v rozmezí od 49 do 79 let), průměrná tělesná výška činila 170 cm (v rozmezí od 150 do 184 cm). Průměrná hmotnost 82,2 kg (v rozmezí od 65 do 98 kg). Z hodnot tělesné výšky a hmotnosti byla vypočítána hodnota BMI podle vzorce $BMI = \text{hmotnost (kg)} / [\text{výška (m)}]^2$. Průměrná hodnota BMI našeho souboru byla 28,3 (v rozmezí od 23,9 do 33,6). Ve většině případů byla pozorována abdominální obezita. Výzkumný soubor tvořilo 11 mužů a 3 ženy. Většina pacientů (11) podstoupila plánovanou revaskularizaci myokardu. Ostatní 3 pacienti byli hospitalizováni pro plánovanou náhradu chlopně. U všech pacientů byla zvolena mediální sternotomie jako operační přístup. V době měření byli pacienti nejčastěji 3.den po operaci (v rozmezí 2. až 4. den). V anamnéze pacientů nebyly nalezeny žádné skutečnosti, které by znesnadňovaly či dokonce znemožňovaly průběh výzkumného měření.

3.2 POSTUP MĚŘENÍ

Na začátku výzkumného měření byli pacienti poučeni o průběhu vyšetření a souhlasili s použitím naměřených dat a anamnestických údajů pro účely výzkumu. K tomuto účelu podepsali všichni pacienti informovaný souhlas (viz příl. 2).

Měření probíhalo na Kardiochirurgické klinice Fakultní nemocnice Olomouc v pracovních dnech v době od 12.00 do 15.30 hodin tak, aby měření nezasahovalo do provozu kliniky.

Jako výzkumná metoda byla zvolena povrchová elektromyografie (SEMG), která byla synchronizována s videozáznamem. K snímání elektrické aktivity svalů byl použit 16-ti kanálový povrchový elektromyograf MyoSystem od firmy Noraxon® se softwarem MyoVideo a MyoResearch.

3.3 PŘÍPRAVA KŮŽE A APLIKACE ELEKTROD

Před aplikací elektrod byla kůže na příslušných místech očištěna abrazivní pastou, poté otřena vlhkým ručníkem a osušena. Elektrody byly umístěny na svalové bříško těsně vedle sebe, a to kolmo na průběh svalových vláken. Správná místa pro aplikaci elektrod byla nalezena palpací daných svalů při jejich izometrické aktivitě. Zemnicí elektroda byla umístěna na akromion levé horní končetiny. Poté byly na elektrody připojeny příslušné svody. Správnost nalepení elektrod byla ověřena snímáním elektrické izometrické aktivity všech testovaných svalů. Poté byly ke kůži fixovány zesilovače jednotlivých svodů.

Pro snímání bylo použito celkem 12 svodů na 6 svalech bilaterálně:

1. kanál: m. pectoralis major sin. (PM sin.)
2. kanál: m. pectoralis major dx. (PM dx.)
3. kanál: m. rectus abdominis sin. – dolní část (RAD sin.)
4. kanál: m. rectus abdominis dx. – dolní část (RAD dx.)
5. kanál: m. rectus abdominis sin. – horní část (RAH sin.)
6. kanál: m. rectus abdominis dx. – horní část (RAH dx.)
7. kanál: m. obliquus externus abdominis sin. (MOEA sin.)
8. kanál: m. obliquus externus abdominis dx. (MOEA dx.)
9. kanál: m. obliquus internus abdominis sin. (MOIA sin.)
10. kanál: m. obliquus internus abdominis dx. (MOIA dx.)
11. kanál: m. serratus anterior sin. (SA sin.)
12. kanál: m. serratus anterior dx. (SA dx.)

3.4 VLASTNÍ MĚŘENÍ

Výzkumné měření proběhlo nejprve v poloze v lehu na zádech s mírně zvednutou horní polovinou těla (20° od horizontály) a nataženými dolními končetinami. Horní končetiny byly uloženy volně podél těla v supinaci. Hlava byla v prodloužení krční a hrudní páteře, bez úklonů a rotací (viz obr. 6 a 7). Druhou vyšetřovanou polohou byl vzpřímený sed na lůžku. Pacient byl instruován, aby aktivně napřimoval páteř a hrudník. Hlava byla držena v neutrálním postavení, pohled směřoval dopředu. Horní končetiny byly volně spuštěny podél těla v supinaci a hřbety rukou opřeny o proximální část stehen. Dolní končetiny byly spuštěny z lůžka a opřeny o podložku. V kyčelním, kolením a hlezenním kloubu byl úhel 90° (viz obr. 8 a 9).

V obou polohách byla nejdříve snímána klidová aktivita po dobu 20 sekund. Poté bylo vyšetřováno 5 modifikací aktivního výdechu, z nichž každý byl opakován třikrát po sobě. Byly použity tyto varianty aktivního výdechu:

1. prodloužený výdech přes sešpulené rty,
2. výdech s ústní brzdou přes písmeno "š",
3. výdech proti odporu přes 20ml stříkačku s odstraněným pístem,
4. přerušovaný výdech s ústní brzdou "š-š-š" a
5. výdech s ústní brzdou přes písmeno "c".

Před každým výdechem byl pacient vyzván k plynulému hlubokému nádechu nosem. Aktivní výdech byl prováděn plynule, pacienti byli instruováni k cílenému prodlužování trvání výdechu.

Obr. 6 Poloha vleže, výdech přes stříkačku



Obr. 7 Poloha vleže, základní nastavení.



Obr. 8 Poloha vsedě, výdech přes stříkačku



Obr. 9 Poloha vsedě, základní nastavení



3.5 ZPRACOVÁNÍ A VYHODNOCENÍ EMG SIGNÁLU

Surový EMG signál byl zpracován v programu MR-XP 1.07 Master Edition firmy Noraxon. Před vyhodnocováním byl signál rektifikován a vyhlazen pomocí algoritmu Root Mean Square s velikostí vyhlazovacího okna 50 ms. U všech svalů byla navíc provedena redukce nežádoucích elektrokardiografických (EKG) artefaktů. Pro analýzu záznamu byla zvolena funkce Average Activation. Vyhodnocované úseky byly voleny na základě probíhajících výdechů a zahrnut byl vždy průměr všech tří provedených pokusů.

Získaná data byla převedena do programu Microsoft Office Excel, kde byla spočítána aktivační hodnota (AH) pro každý sval (průměr klidové hodnoty jednotlivých svalů + 2x směrodatná odchylka (SMODCH) hodnot klidové aktivity). Výsledkem měření byly tak hodnoty podílu aktivity svalu v daném momentě (μV) a AH tohoto svalu resp. násobky AH. Jedná se tedy o normalizaci signálu vztažením naměřených hodnot k vypočítané aktivační hodnotě (AH) každého svalu (viz příl. 1). Výsledky byly následně statisticky zpracovány a doplněny grafy.

3.6 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ ZÍSKANÝCH DAT

K ověření platnosti hypotéz byl použit statistický software SPSS verze 15. Hypotézy v první výzkumné otázce byly ověřeny pomocí Wilcoxonova párového testu pro každý sledovaný sval zvlášť. Platnost hypotéz ve druhé výzkumné otázce byla ověřena pomocí Friedmanova párového testu. V případě signifikantního výsledku Friedmanova testu byl dále použit Wilcoxonův párový test s Bonferroniho korekcí signifikance na mnohonásobné porovnávání.

4 VÝSLEDKY

4.1 VÝZKUMNÁ OTÁZKA č. 1

Ve které poloze vykazují sledované svaly vyšší aktivitu během různých variant aktivního výdechu?

H₀₁: Není rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů během prodlouženého výdechu v poloze vleže a vsedě.

Platnost hypotézy H₀₁ byla ověřena zvláště pro každý ze sledovaných svalů pomocí Wilcoxonova párového testu. Wilcoxonův párový test byl použit vzhledem k nenormální distribuci hodnot svalové aktivity, resp. kvůli malému rozsahu výběrového souboru. Testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

Závěr:

Hypotézu **H₀₁ zamítáme**, Wilcoxonův párový test prokázal signifikantně vyšší svalovou aktivitu při prodlouženém výdechu v poloze vleže u následujících svalů:

- **PM dx** – medián svalové aktivity v poloze vleže byl 0,925 a v poloze vsedě 0,802. Aktivita svalu PM dx v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,022 (< 0,05)$.
- **RAH sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,128 a v poloze vsedě 0,728. Aktivita svalu RAH sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,008 (< 0,05)$.
- **MOEA sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,271 a v poloze vsedě 0,955. Aktivita svalu MOEA sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,041 (< 0,05)$.

Následující tabulka (tab. 1) shrnuje popisné charakteristiky svalové aktivity jednotlivých svalů v poloze vleže a vsedě a v posledním sloupci uvádí přesnou

hodnotu signifikance Wilcoxonova párového testu při porovnání aktivity svalů v poloze vleže vs. v poloze vsedě. Hodnoty signifikance < 0,05 (v tabulce vyznačeny tučně) označují testy, ve kterých byl potvrzen statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě.

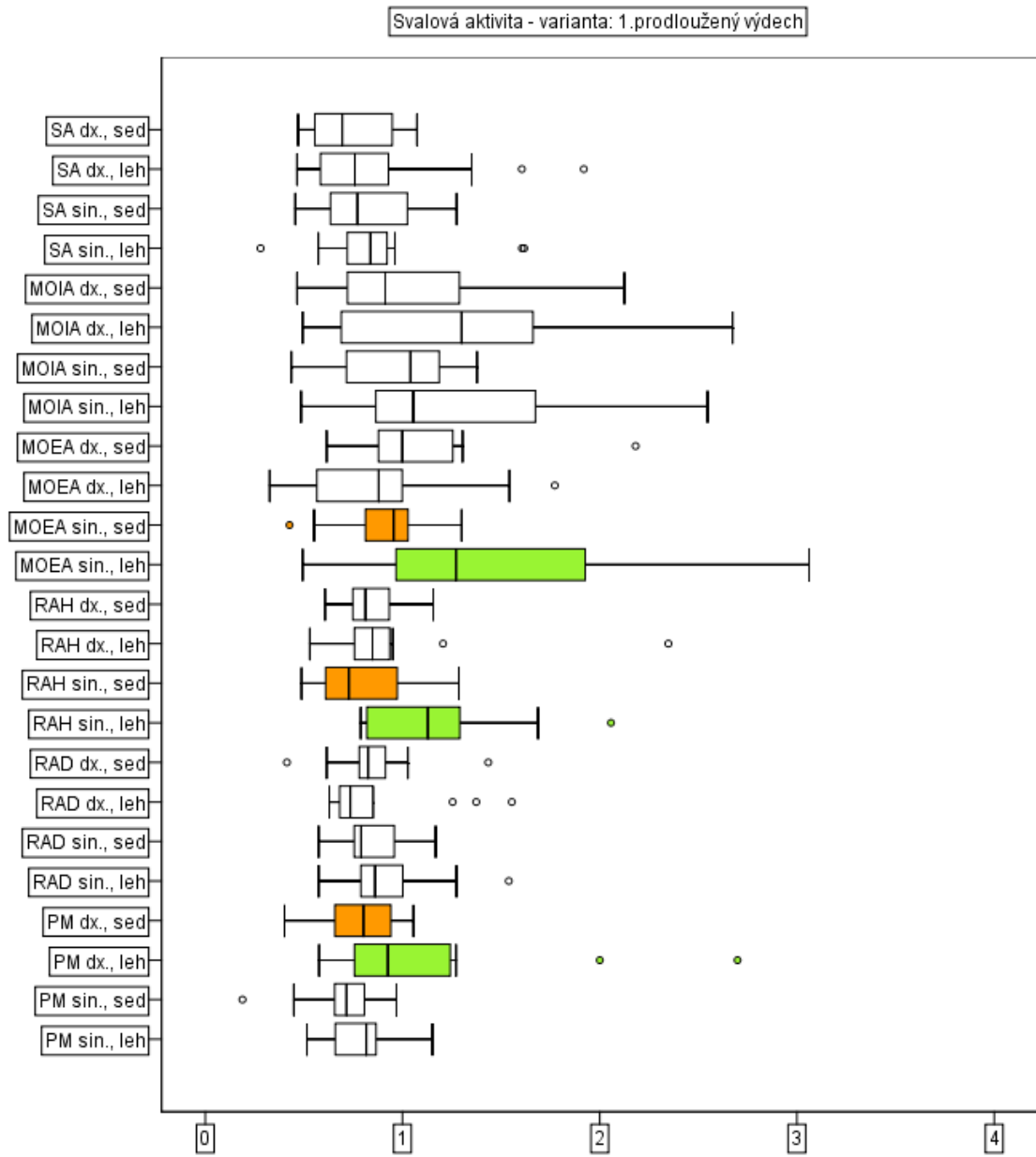
Tab. 1 Medián svalové aktivity – prodloužený výdech, poloha vleže vs. vsedě

sval	vleže	vsedě	p
PM sin	0,817 (0,656-0,906)	0,716 (0,607-0,819)	0,074
PM dx	0,925 (0,747-0,249)	0,802 (0,626-0,960)	0,022
RAD sin	0,861(0,784-1,028)	0,790 (0,743-0,960)	0,551
RAD dx	0,735 (0,667-1,052)	0,826 (0,776-0,936)	0,917
RAH sin	1,128 (0,805-1,325)	0,728 (0,609-0,993)	0,008
RAH dx	0,848 (0,740-0,943)	0,812 (0,738-0,951)	0,875
MOEA sin	1,271 (0,911-1,953)	0,955 (0,777-1,051)	0,041
MOEA dx	0,879 (0,562-1,115)	0,999 (0,840-1,265)	0,363
MOIA sin	1,055 (0,845-1,700)	1,040 (0,710-1,199)	0,221
MOIA dx	1,300 (0,640-1,700)	0,912 (0,697-1,386)	0,463
SA sin	0,823 (0,715-0,932)	0,772 (0,628-1,031)	0,594
SA dx	0,758 (0,579-1,034)	0,695 (0,552-0,967)	0,245

Legenda: číselná hodnota vyjadřuje medián (25.-75. percentil) svalové aktivity;
p ... přesná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu

Distribuce hodnot svalové aktivity je zobrazena pomocí kvartilového box-grafu (graf 1). Box-graf popisuje distribuci hodnot měřeného parametru pomocí kvartilů. Silná čára uvnitř boxu reprezentuje medián hodnot (tj. 2. kvartil), dno boxu reprezentuje 1. kvartil a víko boxu 3. kvartil. Výška boxu odpovídá mezikvartilovému rozpětí (tj. charakteristice variability dat – v intervalu mezi 1. a 3. kvartilem leží 50% naměřených hodnot). Anténka vlevo a vpravo odpovídají minimální a maximální neodlehle hodnotě. Odlehle hodnoty jsou označeny symbolem kroužek a extrémní hodnoty symbolem hvězdička.

Graf 1 Distribuce hodnot svalové aktivity během prodlouženého výdechu v poloze vleže a v sedě, kvartilový box-graf



H₀₂: Není rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů během výdechu přes ústní brzdu "š" v poloze vleže a vsedě.

Platnost hypotézy H₀₂ byla ověřena zvláště pro každý ze sledovaných svalů pomocí Wilcoxonova párového testu. Wilcoxonův párový test byl použit vzhledem k nenormální distribuci hodnot svalové aktivity, resp. kvůli malému rozsahu výběrového souboru. Testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

Závěr:

Hypotézu **H₀₂ zamítáme**, Wilcoxonův párový test prokázal signifikantně vyšší svalovou aktivitu při výdechu přes ústní brzdu "š" v poloze vleže u následujících svalů:

- **PM sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 0,840 a v poloze vsedě 0,769. Aktivita svalu PM sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,041 (< 0,05)$.
- **PM dx** – medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,039 a v poloze vsedě 0,841. Aktivita svalu PM dx v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,009 (< 0,05)$.
- **RAH sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,168 a v poloze vsedě 0,725. Aktivita svalu RAH sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,006 (< 0,05)$.
- **MOEA sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,342 a v poloze vsedě 0,952. Aktivita svalu MOEA sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,030 (< 0,05)$.

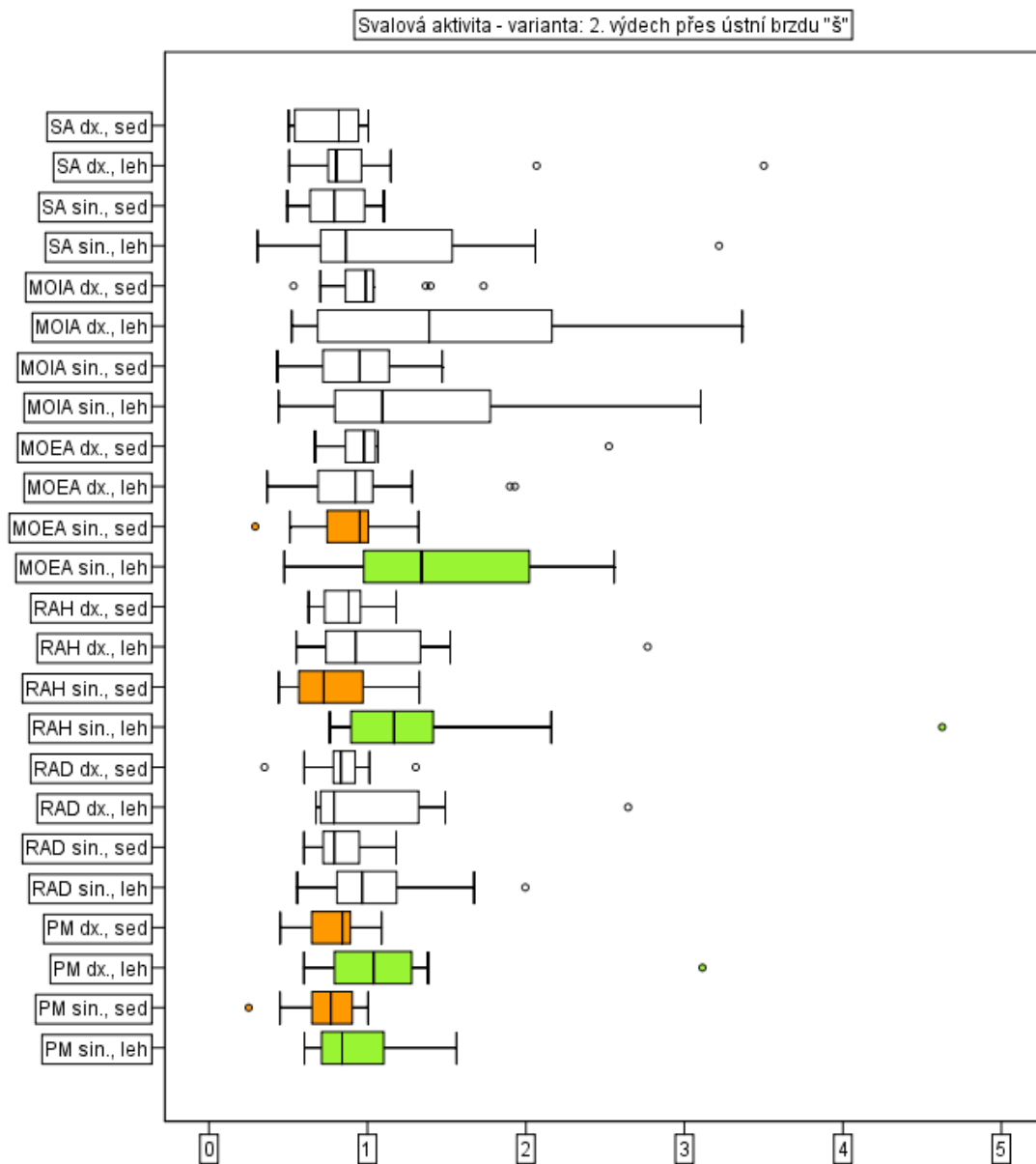
Následující tabulka (tab. 2) shrnuje popisné charakteristiky svalové aktivity jednotlivých svalů v poloze vleže a vsedě a uvádí v posledním sloupci výslednou hodnotu signifikance Wilcoxonova párového testu při porovnání aktivity svalů v poloze vleže vs. v poloze vsedě. Hodnoty signifikance < 0,05 jsou vyznačeny tučně. Distribuce hodnot svalové aktivity během výdechu přes ústní brzdu „š“ je znázorněna pomocí kvartilového box-grafu (graf 2).

Tab. 2 Medián svalové aktivity – výdech přes ústní brzdu "š", poloha vleže vs. vsedě

sval	vleže	vsedě	p
PM sin	0,840 (0,701-1,109)	0,769 (0,607-0,909)	0,041
PM dx	1,039 (0,777-1,294)	0,841 (0,627-0,894)	0,009
RAD sin	0,967 (0,794-1,283)	0,791 (0,720-0,949)	0,124
RAD dx	0,790 (0,697-1,401)	0,832 (0,718-0,932)	0,311
RAH sin	1,168 (0,888-1,461)	0,725 (0,562-1,008)	0,006
RAH dx	0,925 (0,729-1,358)	0,881 (0,706-0,963)	0,347
MOEA sin	1,342 (0,950-2,054)	0,952 (0,741-1,020)	0,030
MOEA dx	0,924 (0,658-1,158)	0,978 (0,862-1,051)	0,753
MOIA sin	1,094 (0,765-2,071)	0,951 (0,698-1,176)	0,177
MOIA dx	1,389 (0,668-2,310)	0,989 (0,785-1,203)	0,116
SA sin	0,863 (0,681-1,605)	0,791 (0,638-0,988)	0,084
SA dx	0,804 (0,710-1,009)	0,820 (0,542-0,945)	0,300

Legenda: číselná hodnota vyjadřuje medián (25.-75. percentil) svalové aktivity;
p ... přesná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu

Graf 2 Distribuce hodnot svalové aktivity během výdechu přes ústní brzdu „š“, kvartilový box-
graf



H₀₃: Není rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů během výdechu přes stříkačku v poloze vleže a vsedě.

Platnost hypotézy H₀₃ byla ověřena zvláště pro každý ze sledovaných svalů pomocí Wilcoxonova párového testu. Wilcoxonův párový test byl použit vzhledem k nenormální distribuci hodnot svalové aktivity, resp. kvůli malému rozsahu výběrového souboru. Testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

Závěr:

Hypotézu **H₀₃ zamítáme**, Wilcoxonův párový test prokázal signifikantně vyšší svalovou aktivitu při výdechu přes stříkačku v poloze vleže u následujících svalů:

- **PM sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,063 a v poloze vsedě 0,773. Aktivita svalu PM sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,016 (< 0,05)$.
- **PM dx** – medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,198 a v poloze vsedě 0,844. Aktivita svalu PM dx v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,022 (< 0,05)$.
- **RAD dx** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 0,897 a v poloze vsedě 0,888. Aktivita svalu RAD dx v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,046 (< 0,05)$.
- **RAH sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,197 a v poloze vsedě 0,861. Aktivita svalu RAH sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,019 (< 0,05)$.
- **MOEA sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,496 a v poloze vsedě 0,999. Aktivita svalu MOEA sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,004 (< 0,05)$.

- **MOIA sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,720 a v poloze vsedě 0,985. Aktivita svalu MOIA sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,022 (< 0,05)$.

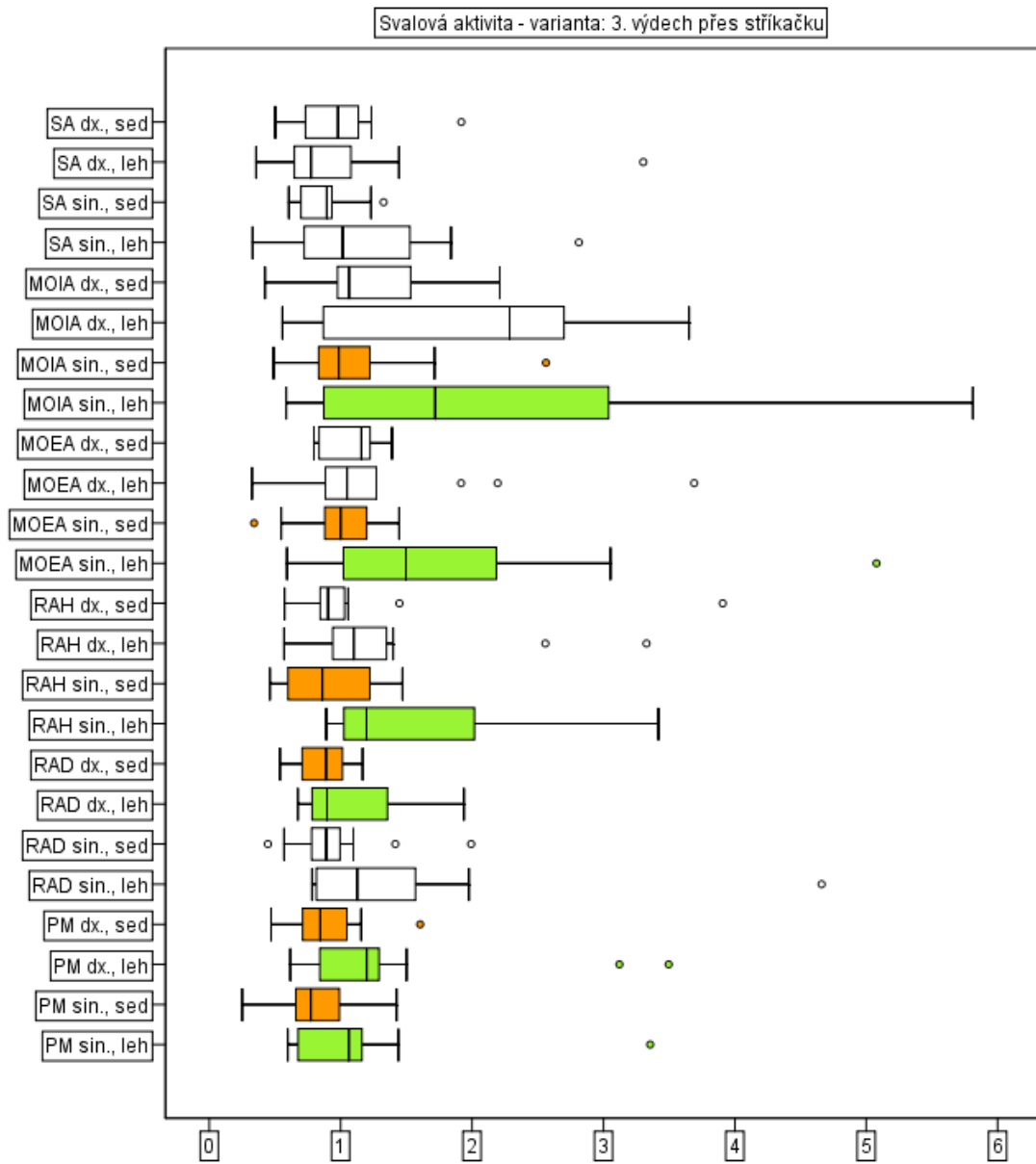
Následující tabulka (tab. 3) shrnuje popisné charakteristiky svalové aktivity jednotlivých svalů v poloze vleže a vsedě a uvádí v posledním sloupci výslednou hodnotu signifikance Wilcoxonova párového testu při porovnání aktivity svalů v poloze vleže vs. v poloze vsedě. Hodnoty signifikance $< 0,05$ jsou vyznačeny tučně. Distribuce hodnot svalové aktivity během výdechu přes stříkačku je znázorněna pomocí kvartilového box-grafu (graf 3).

Tab. 3 Medián svalové aktivity – výdech přes stříkačku, poloha vleže vs. vsedě

sval	vleže	vsedě	p
PM sin	1,063 (0,676-1,212)	0,773 (0,624-1,028)	0,016
PM dx	1,198 (0,841-1,344)	0,844 (0,708-1,055)	0,022
RAD sin	1,126 (0,814-1,617)	0,890 (0,744-1,021)	0,096
RAD dx	0,897 (0,769-1,399)	0,888 (0,669-1,019)	0,046
RAH sin	1,197 (1,004-2,101)	0,861 (0,545-1,280)	0,019
RAH dx	1,100 (0,912-1,373)	0,904 (0,836-1,044)	0,347
MOEA sin	1,496 (1,019-2,329)	0,999 (0,875-1,202)	0,004
MOEA dx	1,048 (0,814-1,594)	1,158 (0,834-1,240)	0,507
MOIA sin	1,720 (0,860-3,161)	0,985 (0,789-1,241)	0,022
MOIA dx	2,239 (0,813-2,610)	1,064 (0,967-1,587)	0,055
SA sin	1,015 (0,693-1,601)	0,895 (0,687-0,991)	0,140
SA dx	0,774 (0,636-1,101)	0,980 (0,708-1,138)	0,683

Legenda: číselná hodnota vyjadřuje medián (25.-75. percentil) svalové aktivity;
p ... přesná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu

Graf 3 Distribuce hodnot svalové aktivity během výdechu přes stříkačku, kvartilový box-graf



H₀₄: Není rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů během přerušovaného výdechu přes ústní brzdu "š-š-š" v poloze vleže a vsedě.

Platnost hypotézy H₀₄ byla ověřena zvláště pro každý ze sledovaných svalů pomocí Wilcoxonova párového testu. Wilcoxonův párový test byl použit vzhledem k nenormální distribuci hodnot svalové aktivity, resp. kvůli malému rozsahu výběrového souboru. Testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

Závěr:

Hypotézu **H₀₄** zamítáme, Wilcoxonův párový test prokázal signifikantně vyšší svalovou aktivitu při výdechu přes ústní brzdu "š-š-š" v poloze vleže u následujících svalů:

- **RAH sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,427 a v poloze vsedě 0,788. Aktivita svalu RAH sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,002 (< 0,05)$.
- **MOEA sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,492 a v poloze vsedě 0,992. Aktivita svalu MOEA sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,004 (< 0,05)$.
- **MOIA sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,499 a v poloze vsedě 1,002. Aktivita svalu MOIA sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,048 (< 0,05)$.
- **MOIA dx** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 2,191 a v poloze vsedě 1,182. Aktivita svalu MOIA dx v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,028 (< 0,05)$.

Následující tabulka (tab. 4) shrnuje popisné charakteristiky svalové aktivity jednotlivých svalů v poloze vleže a vsedě a uvádí v posledním sloupci výslednou hodnotu signifikance Wilcoxonova párového testu při porovnání aktivity svalů v poloze vleže vs. v poloze vsedě. Hodnoty signifikance $< 0,05$ jsou vyznačeny tučně.

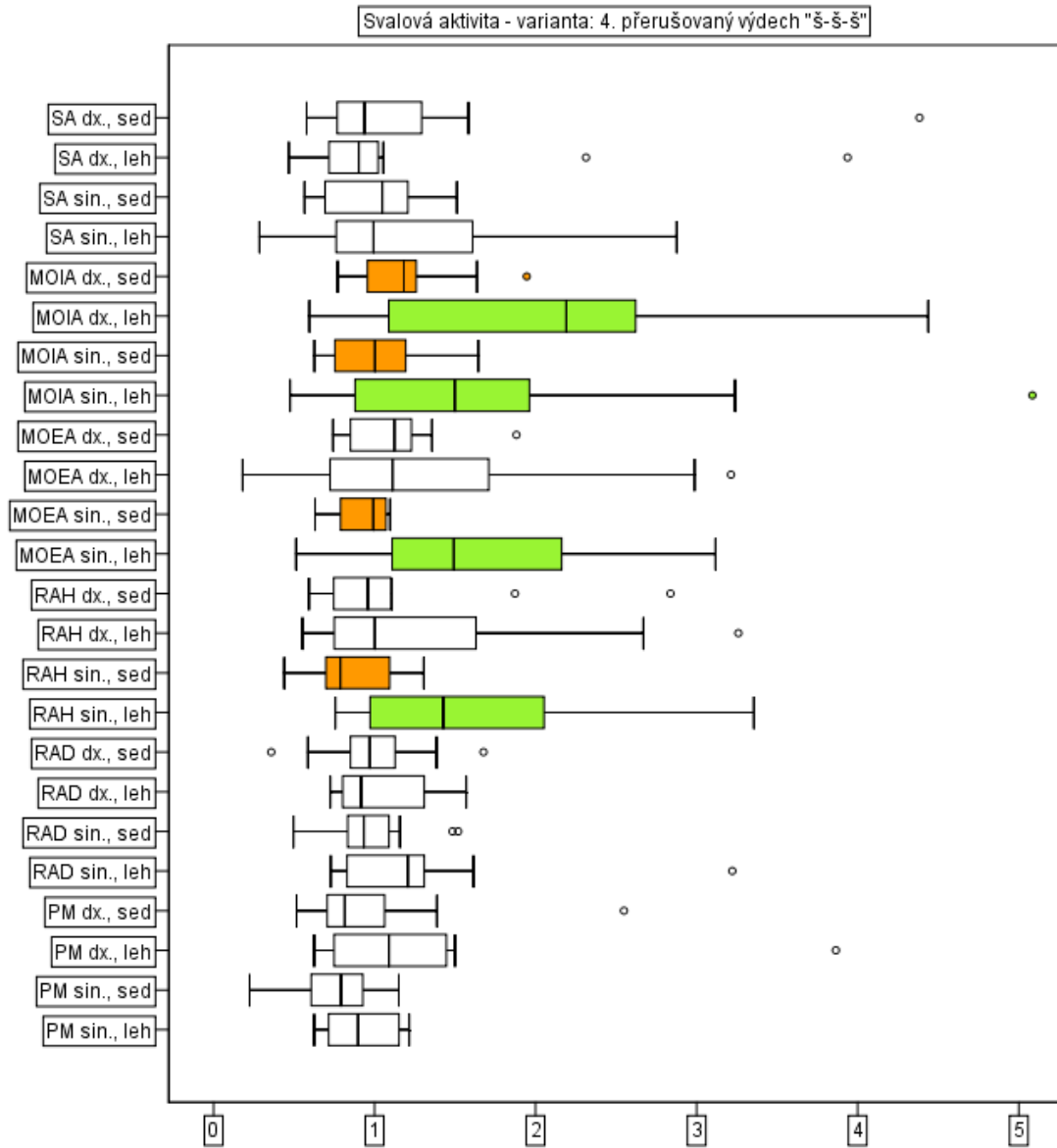
Distribuce hodnot svalové aktivity během přerušovaného výdechu přes ústní brzdu „š-š-š“ je znázorněna pomocí kvartilového box-grafu (graf 4).

Tab. 4 Medián svalové aktivity – během přerušovaného výdechu přes ústní brzdu "š-š-š", poloha vleže vs. vsedě

sval	vleže	vsedě	p
PM sin	0,897 (0,704-1,156)	0,792 (0,577-0,941)	0,084
PM dx	1,091 (0,748-1,454)	0,815 (0,683-1,070)	0,056
RAD sin	1,207 (0,829-1,358)	0,933 (0,825-1,107)	0,173
RAD dx	0,916 (0,799-1,312)	0,970 (0,786-1,240)	0,422
RAH sin	1,427 (0,934-2,079)	0,788 (0,696-1,108)	0,002
RAH dx	1,001 (0,749-1,768)	0,958 (0,724-1,105)	0,480
MOEA sin	1,492 (1,058-2,353)	0,992 (0,786-1,075)	0,004
MOEA dx	1,112 (0,704-1,779)	1,124 (0,845-1,233)	0,510
MOIA sin	1,499 (0,850-2,212)	1,002 (0,752-1,197)	0,048
MOIA dx	2,191 (1,006-3,034)	1,182 (0,954-1,393)	0,028
SA sin	0,994 (0,747-1,648)	1,048 (0,692-1,221)	0,221
SA dx	0,903 (0,716-1,031)	0,937 (0,750-1,305)	0,730

Legenda: číselná hodnota vyjadřuje medián (25.-75. percentil) svalové aktivity;
p ... přesná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu

Graf 4 Distribuce hodnot svalové aktivity během přerušovaného výdechu přes ústní brzsu „š-š“, kvartilový box-graf



H₀₅: Není rozdíl mezi aktivitou sledovaných svalů během výdechu přes ústní brzdu "c" v poloze vleže a vsedě.

Platnost hypotézy H₀₅ byla ověřena zvláště pro každý ze sledovaných svalů pomocí Wilcoxonova párového testu. Wilcoxonův párový test byl použit vzhledem k nenormální distribuci hodnot svalové aktivity, resp. kvůli malému rozsahu výběrového souboru. Testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

Závěr:

Hypotézu **H₀₅ zamítáme**, Wilcoxonův párový test prokázal signifikantně vyšší svalovou aktivitu při výdechu přes ústní brzdu "c" v poloze vleže u následujících svalů:

- **RAD sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,003 a v poloze vsedě 0,807. Aktivita svalu RAD sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,035 (< 0,05)$.
- **RAH sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,167 a v poloze vsedě 0,740. Aktivita svalu RAH sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,004 (< 0,05)$.
- **MOEA sin** - medián svalové aktivity v poloze vleže byl 1,417 a v poloze vsedě 0,922. Aktivita svalu MOEA sin v poloze vleže byla statisticky významně vyšší než v poloze vsedě, přesně vypočítaná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,003 (< 0,05)$.

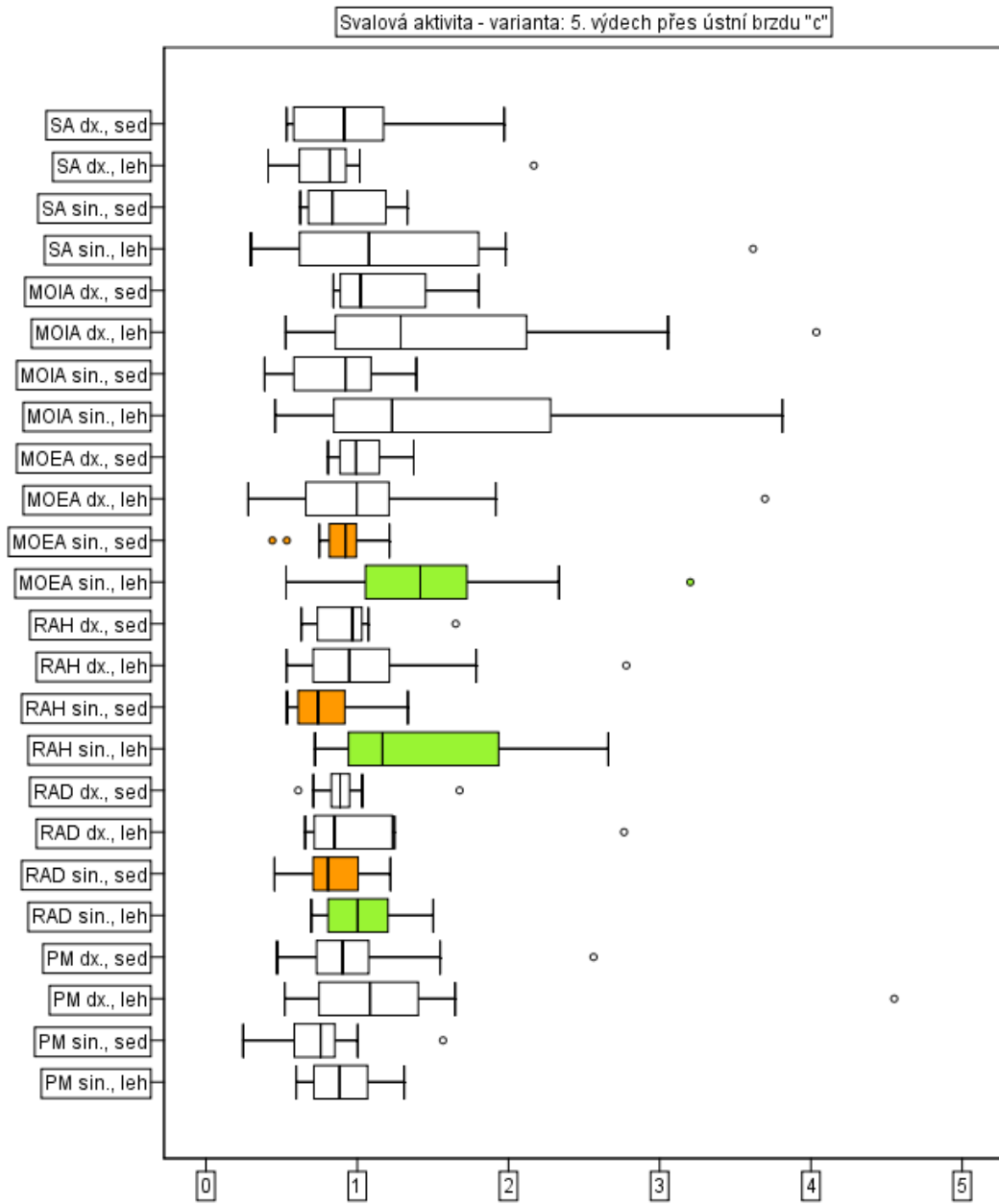
Následující tabulka (tab. 5) shrnuje popisné charakteristiky svalové aktivity jednotlivých svalů v poloze vleže a vsedě a uvádí v posledním sloupci výslednou hodnotu signifikance Wilcoxonova párového testu při porovnání aktivity svalů v poloze vleže vs. v poloze vsedě. Hodnoty signifikance $< 0,05$ jsou vyznačeny tučně. Distribuce hodnot svalové aktivity během výdechu přes ústní brzdu „c“ je znázorněna pomocí kvartilového box-grafu (graf 5).

Tab. 5 Medián svalové aktivity – během výdechu přes ústní brzdu "c", poloha vleže vs. vsedě

sval	vleže	vsedě	p
PM sin	0,883 (0,697-1,074)	0,759 (0,583-0,888)	0,124
PM dx	1,084 (0,747-1,415)	0,903 (0,715-1,092)	0,124
RAD sin	1,003 (0,804-1,248)	0,807 (0,704-1,007)	0,035
RAD dx	0,849 (0,715-1,235)	0,887 (0,775-0,966)	0,249
RAH sin	1,167 (0,918-2,011)	0,740 (0,596-0,935)	0,004
RAH dx	0,948 (0,692-1,241)	0,968 (0,720-1,031)	0,754
MOEA sin	1,417 (1,038-1,878)	0,922 (0,799-0,998)	0,003
MOEA dx	0,997 (0,654-1,317)	0,993 (0,876-1,162)	0,975
MOIA sin	1,230 (0,831-2,320)	0,923 (0,579-1,116)	0,056
MOIA dx	1,288 (0,812-2,357)	1,022 (0,870-1,570)	0,152
SA sin	1,078 (0,608-1,828)	0,836 (0,677-1,210)	0,177
SA dx	0,820 (0,601-0,948)	0,914 (0,573-1,216)	0,826

Legenda: číselná hodnota vyjadřuje medián (25.-75. percentil) svalové aktivity;
p ... přesná hladina signifikance Wilcoxonova párového testu

Graf 5 Distribuce hodnot svalové aktivity během výdechu přes ústní brzdu „c“, kvartilový box-graf



4.2 VÝZKUMNÁ OTÁZKA č. 2

Která z variant aktivního výdechu je lepší pro aktivaci sledovaných svalů v poloze vleže a vsedě ?

H₀₆: Aktivita sledovaných svalů v průběhu jednotlivých typů výdechu prováděných v poloze vleže se neliší.

Platnost hypotézy H₀₆ byla ověřena zvláště pro každý ze sledovaných svalů pomocí Friedmanova párového testu. Friedmanův párový test se používá v případě, kdy byl kvantitativní znak měřen opakovaně ve více než dvou situacích (tj. 5 různých variant aktivního výdechu). Test byl použit vzhledem k nenormální distribuci hodnot svalové aktivity, resp. kvůli malému rozsahu výběrového souboru. V případě signifikantního výsledku Friedmanova testu byl použit k porovnání jednotlivých variant aktivního výdechu po dvojicích Wilcoxonův párový test s Bonferroniho korekcí signifikance na mnohonásobné porovnávání. Bonferroniho korekce při mnohonásobném porovnávání udržuje chybu I. druhu (tj. že zamítneme platnou hypotézu) na maximální hodnotě 5%. Testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

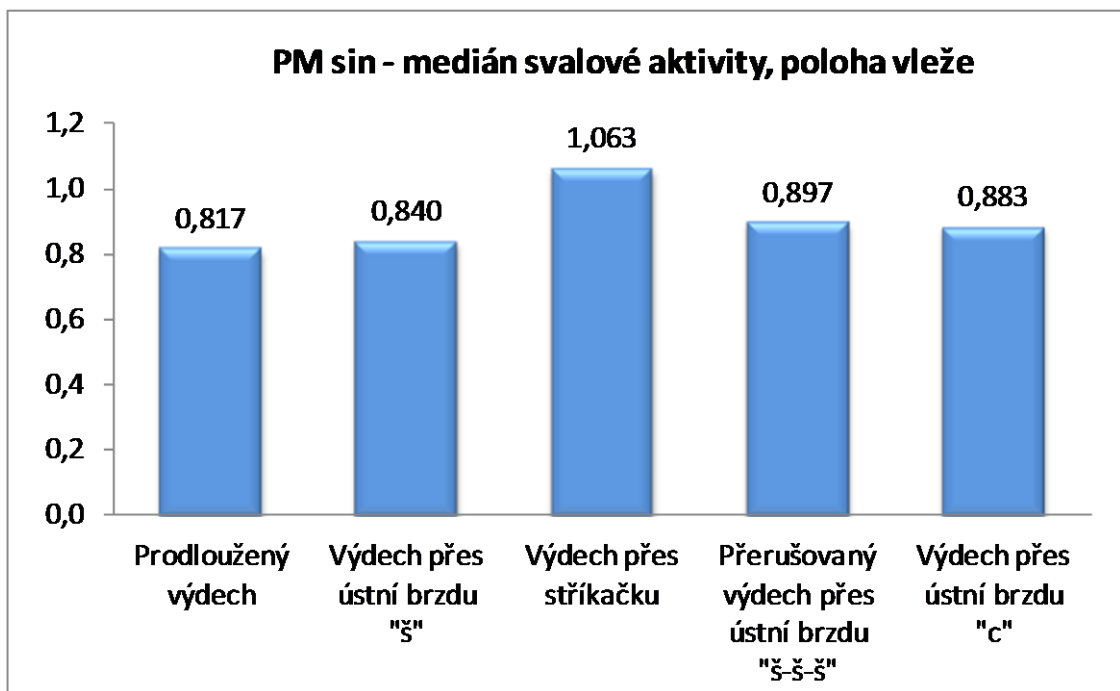
Závěr:

Hypotézu **H₀₆ zamítáme**, Wilcoxonův párový test s Bonferroniho korekcí signifikance prokázal signifikantní rozdíl ve svalové aktivitě v poloze vleže u následujících svalů:

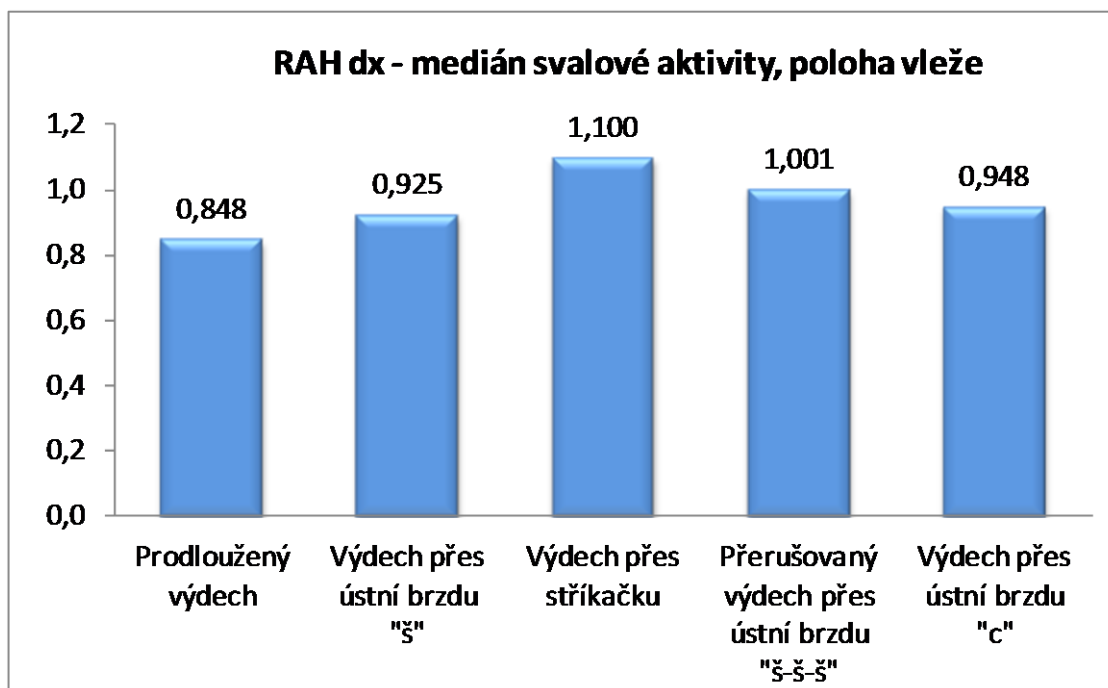
- **PM sin** – byl prokázán signifikantní rozdíl mezi aktivitou svalu PM sin při výdechu přes stříkačku (medián 1,063) a při prodlouženém výdechu (medián 0,817), jak ukazuje graf 6. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,029$.
- **RAH dx** - byl prokázán signifikantní rozdíl mezi aktivitou RAH dx při výdechu přes stříkačku (medián 1,100) a při prodlouženém výdechu (medián 0,848) a dále při výdechu přes stříkačku a při výdechu přes ústní brzdu “c“ (medián 0,948), jak ukazuje graf 7. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,022$, resp. $p = 0,029$.

- **MOEA dx** – byl prokázán signifikantní rozdíl mezi aktivitou svalu MOEA dx při prodlouženém výdechu (medián 0,879) a při výdechu přes ústní brzdu „š“ (medián 0,924) a při prodlouženém výdechu a přerušovaném výdechu přes ústní brzdu "š-š-š" (medián 1,112), jak ukazuje graf 8. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,024$, resp. $p = 0,043$.
- **MOIA sin** - byl prokázán signifikantní rozdíl mezi aktivitou MOIA sin při prodlouženém výdechu (medián 1,055) a při výdechu přes stříkačku (medián 1,720) a dále při prodlouženém výdechu a přerušovaném výdechu přes ústní brzdu "š-š-š" (medián 1,499), jak ukazuje graf 9. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,015$, resp. $p = 0,029$.
- **MOIA dx** – byl prokázán signifikantní rozdíl mezi aktivitou MOIA dx při prodlouženém výdechu (medián 1,300) a přerušovaném výdechu přes ústní brzdu "š-š-š" (medián 2,191), jak ukazuje graf 10. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,037$.

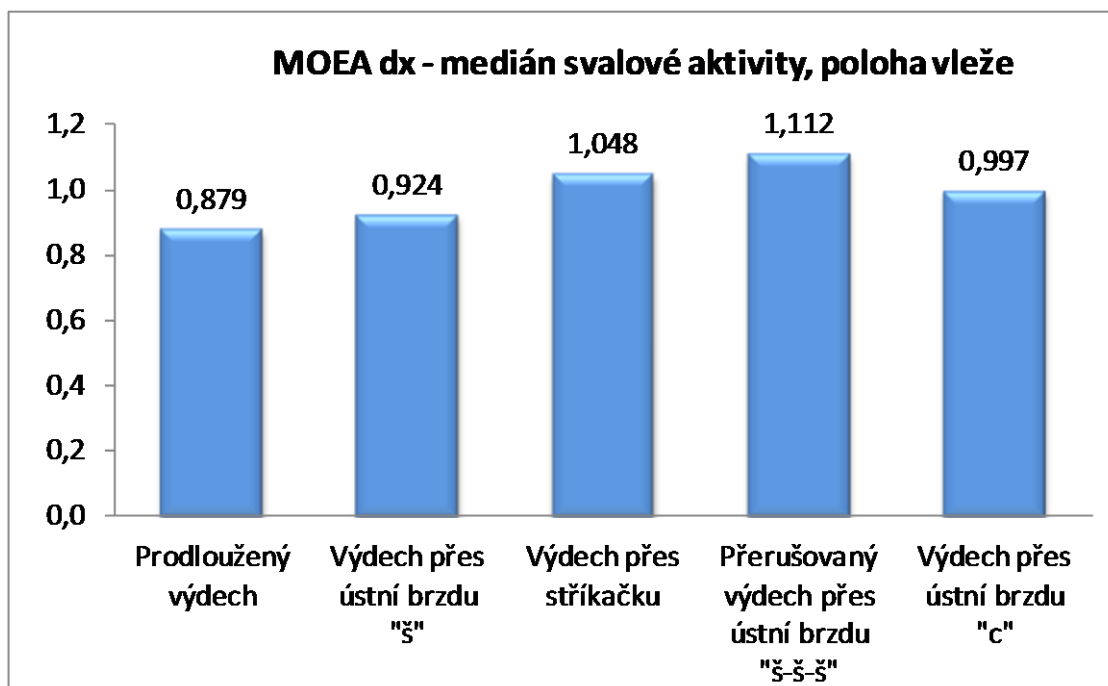
Graf 6 Medián aktivity *m. pectoralis major sin.* během aktivního výdechu, poloha vleže



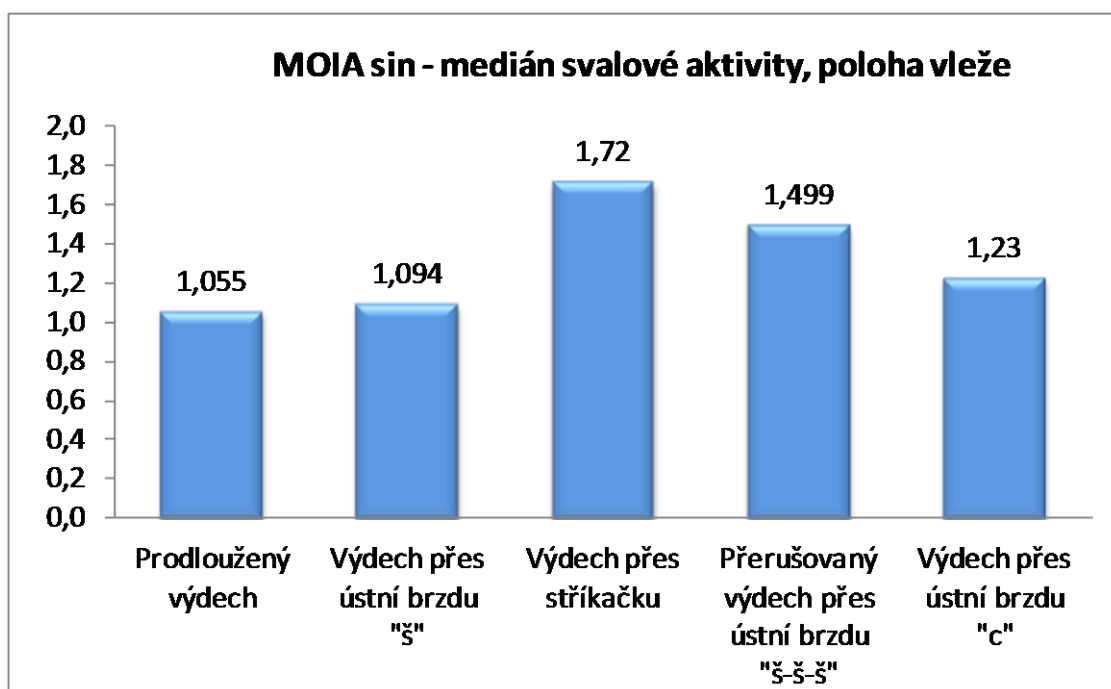
Graf 7 Medián aktivity *m. rectus abdominis dx.* – horní část. během aktivního výdechu, poloha vleže



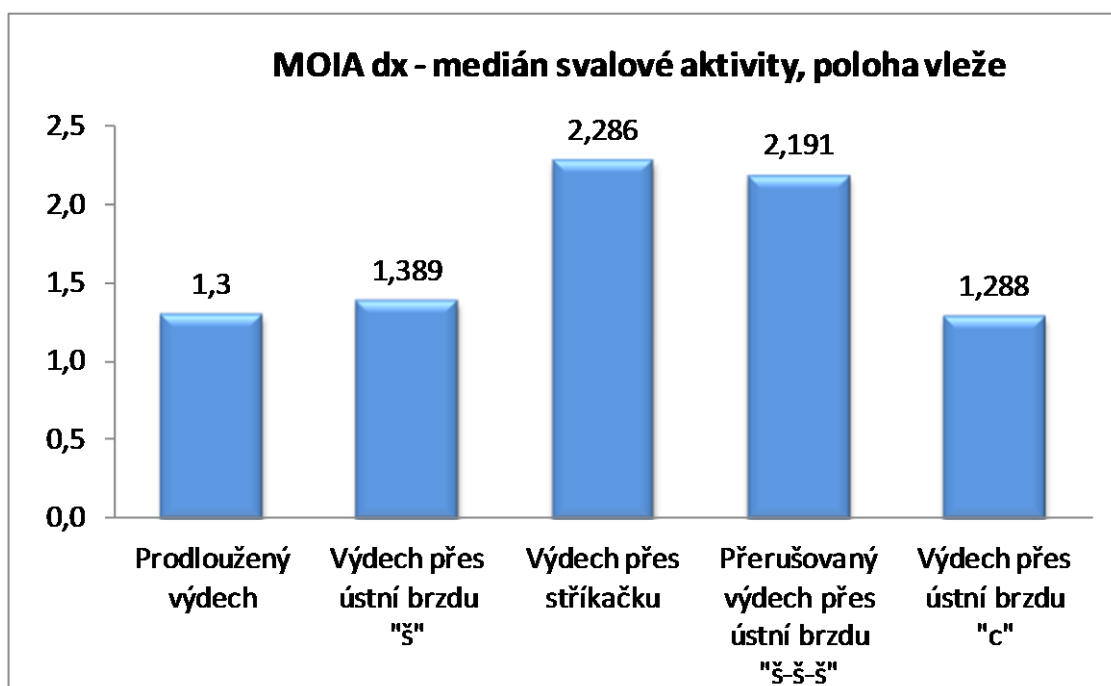
Graf 8 Medián aktivity *m. obliquus externus abdominis dx.* během aktivního výdechu, poloha vleže



Graf 9 Medián aktivity *m. obliquus internus abdominis sin.* během aktivního výdechu, poloha vleže



Graf 10 Medián aktivity *m. obliquus internus abdominis dx.* během aktivního výdechu, poloha vleže



Následující tabulka (tab. 6) uvádí hodnoty mediánu svalové aktivity při jednotlivých typech výdechu prováděných v poloze vleže a signifikanci Friedmanova testu při porovnání aktivity svalů při jednotlivých typech výdechu. Tučně jsou v tabulce vyznačeny maximální hodnoty svalové aktivity a hodnoty signifikance < 0,05.

Tab. 6 Medián svalové aktivity během aktivního výdechu, poloha vleže

sval	Prodloužený výdech	Výdech přes ústní brzdu "š"	Výdech přes stříkačku	Přerušovaný výdech přes ústní brzdu "š-š-š"	Výdech přes ústní brzdu "c"	p
PM sin	0,817	0,840	1,063	0,897	0,883	0,011
PM dx	0,925	1,039	1,198	1,090	1,084	0,074
RAD sin	0,861	0,967	1,126	1,207	1,003	0,017
RAD dx	0,735	0,790	0,897	0,916	0,849	0,117
RAH sin	1,128	1,168	1,197	1,427	1,167	0,015
RAH dx	0,848	0,925	1,100	1,001	0,948	0,001
MOEA sin	1,271	1,342	1,496	1,492	1,417	0,002
MOEA dx	0,879	0,924	1,048	1,112	0,997	0,004
MOIA sin	1,055	1,094	1,720	1,499	1,230	0,003
MOIA dx	1,300	1,389	2,286	2,191	1,288	0,006
SA sin	0,837	0,863	1,015	0,994	1,078	0,008
SA dx	0,758	0,804	0,774	0,903	0,820	0,052

Legenda: p ... signifikace Friedmanova testu

Pro svaly, u nichž vyšel signifikantní výsledek Friedmanova testu (tj. $p < 0,05$), bylo provedeno porovnání jednotlivých typů výdechu po dvojicích pomocí Wilcoxonova párového testu s Bonferroniho korekcí na mnohonásobné porovnávání. Výsledky porovnání jsou shrnuty v následující tabulce (tab. 7), kde je typ výdechu zakódován podle schéma:

Typ výdechu

1	Prodloužený výdech
2	Výdech přes ústní brzdu "š"
3	Výdech přes stříkačku
4	Přerušovaný výdech přes ústní brzdu "š-š-š"
5	Výdech přes ústní brzdu "c"

Tab. 7 Signifikance Wilcoxonova párového testu s Bonferroniho korekcí na mnohonásobné porovnávání

sval	1 vs. 2	1 vs. 3	1 vs. 4	1 vs. 5	2 vs. 3	2 vs. 4	2 vs. 5	3 vs. 4	3 vs. 5	4 vs. 5
PM sin	0,962	0,029	0,132	0,640	1,000	1,000	1,000	1,000	0,258	1,000
RAD sin	1,000	0,092	0,231	0,640	0,480	1,000	1,000	0,464	1,000	1,000
RAH sin	0,995	0,121	0,150	0,281	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
RAH dx	1,000	0,022	0,150	1,000	0,121	1,000	1,000	1,000	0,029	0,597
MOEA sin	1,000	0,258	0,219	0,640	1,000	0,480	1,000	1,000	1,000	1,000
MOEA dx	0,024	0,159	0,043	0,063	0,869	0,640	1,000	1,000	1,000	0,480
MOIA sin	0,962	0,015	0,029	0,186	0,303	0,640	1,000	1,000	1,000	1,000
MOIA dx	0,330	0,088	0,037	0,231	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
SA sin	1,000	0,157	0,063	0,157	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

H₀₇: Aktivita sledovaných svalů v průběhu jednotlivých typů výdechu prováděných v poloze vsedě se neliší.

Platnost hypotézy H₀₇ byla ověřena zvláště pro každý ze sledovaných svalů pomocí Friedmanova párového testu. Friedmanův párový test se používá v případě, kdy byl kvantitativní znak měřen opakovaně ve více než dvou situacích (tj. 5 různých variant aktivního výdechu). Test byl použit vzhledem k nenormální distribuci hodnot svalové aktivity, resp. kvůli malému rozsahu výběrového souboru. V případě signifikantního výsledku Friedmanova testu byl použit k porovnání jednotlivých

variant aktivního výdechu po dvojicích párový Wilcoxonův test s Bonferroniho korekcí signifikance na mnohonásobné porovnávání. Bonferroniho korekce při mnohonásobném porovnávání udržuje chybu I. druhu na maximální hodnotě 5%. Testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

Závěr:

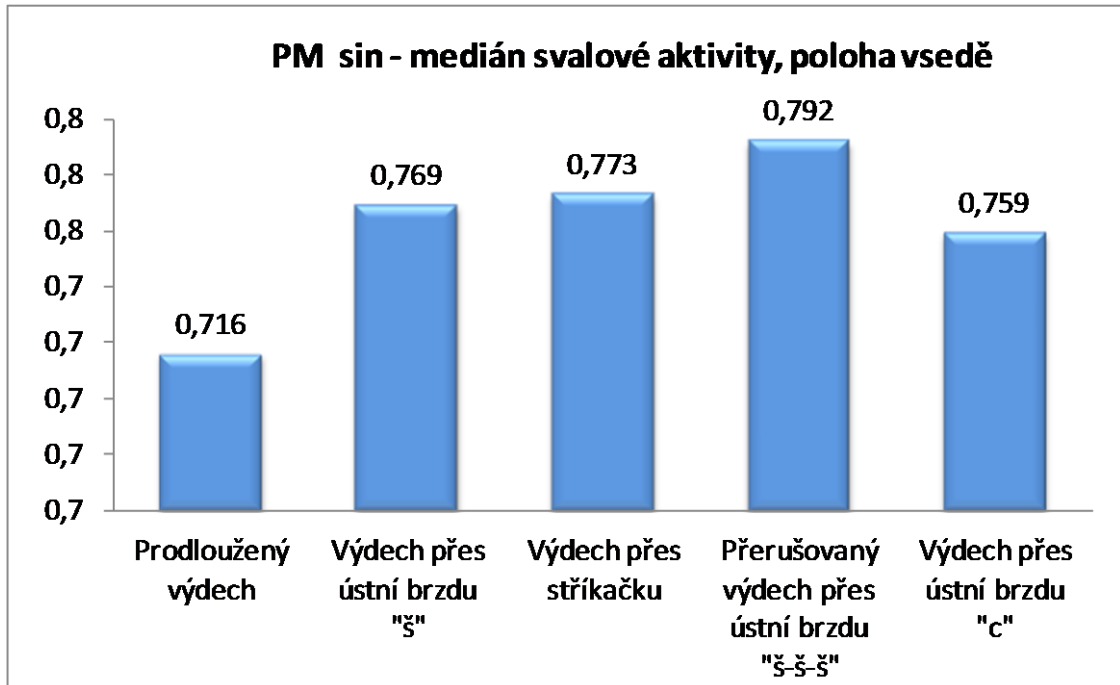
Hypotézu **H₀₇ zamítáme**, Wilcoxonův párový test s Bonferroniho korekcí signifikance prokázal signifikantní rozdíl ve svalové aktivitě v poloze vsedě u následujících svalů:

- **PM sin** – byl prokázán signifikantní rozdíl mezi aktivitou svalu PM sin při výdechu přes stříkačku (medián 0,773) a při prodlouženém výdechu (medián 0,716), jak ukazuje graf 11. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,029$.
- **MOIA dx** - byl prokázán signifikantní rozdíl mezi aktivitou svalu MOIA dx při výdechu přes ústní brzdu "š" (medián 0,989) a při přerušovaném výdechu přes ústní brzdu "š-š-š" (medián 1,182), jak ukazuje graf 12. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,015$.
- **SA sin** - byl prokázán signifikantní rozdíl mezi aktivitou svalu SA sin při výdechu přes ústní brzdu "š" (medián 0,791) a při přerušovaném výdechu přes ústní brzdu "š-š-š" (medián 1,048), jak ukazuje graf 13. Hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,015$.
- **SA dx** - byla prokázána signifikantně nižší svalová aktivita svalu SA dx při prodlouženém výdechu (medián 0,695) ve srovnání se svalovou aktivitou při výdechu přes stříkačku (medián 0,980), resp. při přerušovaném výdechu přes ústní brzdu "š-š-š" (medián 0,937), resp. při výdechu přes ústní brzdu "c" (medián 0,914) - hladina signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,029$, resp. $p = 0,023$, resp. $p = 0,023$.

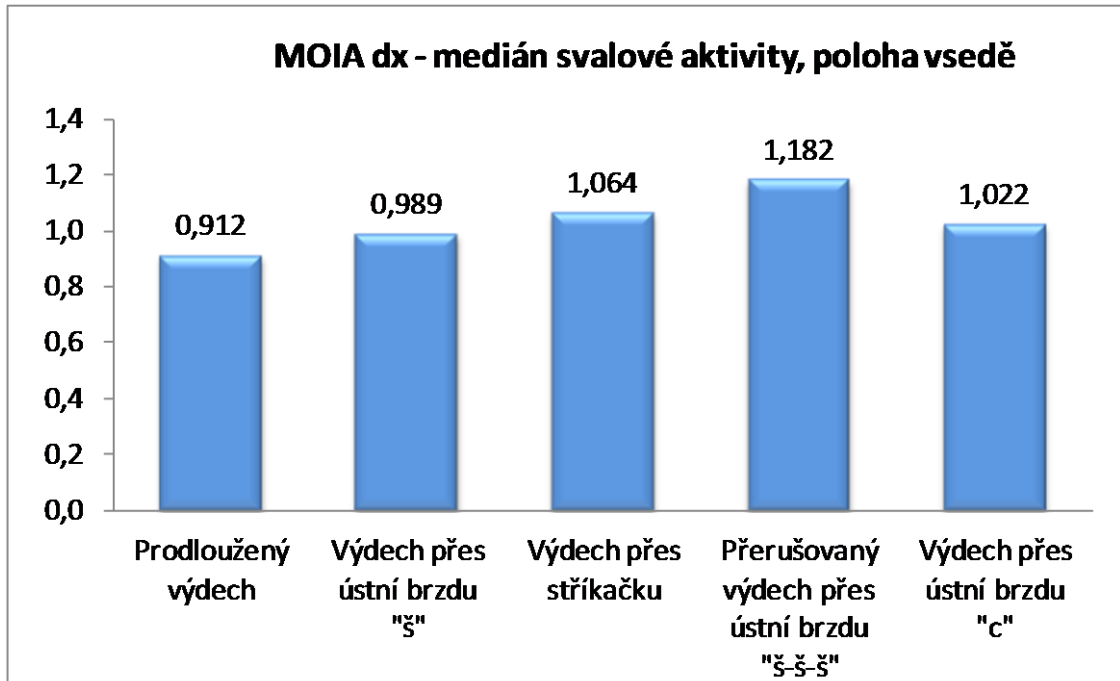
Dále byla u svalu SA dx prokázána signifikantně nižší svalová aktivita při výdechu přes ústní brzdu „š“ (medián (0,820) ve srovnání s aktivitou při výdechu přes stříkačku (medián 0,980), resp. při přerušovaném výdechu přes ústní brzdu "š-š-š" (medián 0,937), resp. při výdechu přes ústní brzdu "c" (medián 0,914) - hladina

signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,012$, resp. $p = 0,015$, resp. $p = 0,009$. Grafické znázornění svalové aktivity viz graf 14.

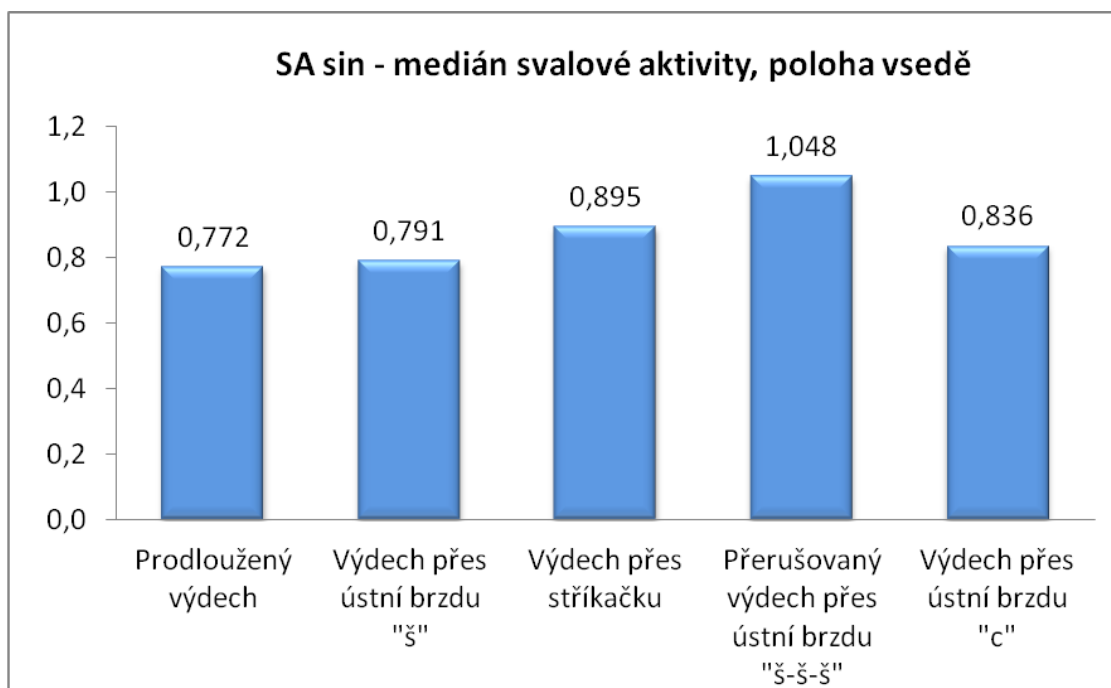
Graf 11 Medián aktivity *m. pectoralis major sin.* během aktivního výdechu, poloha vsedě



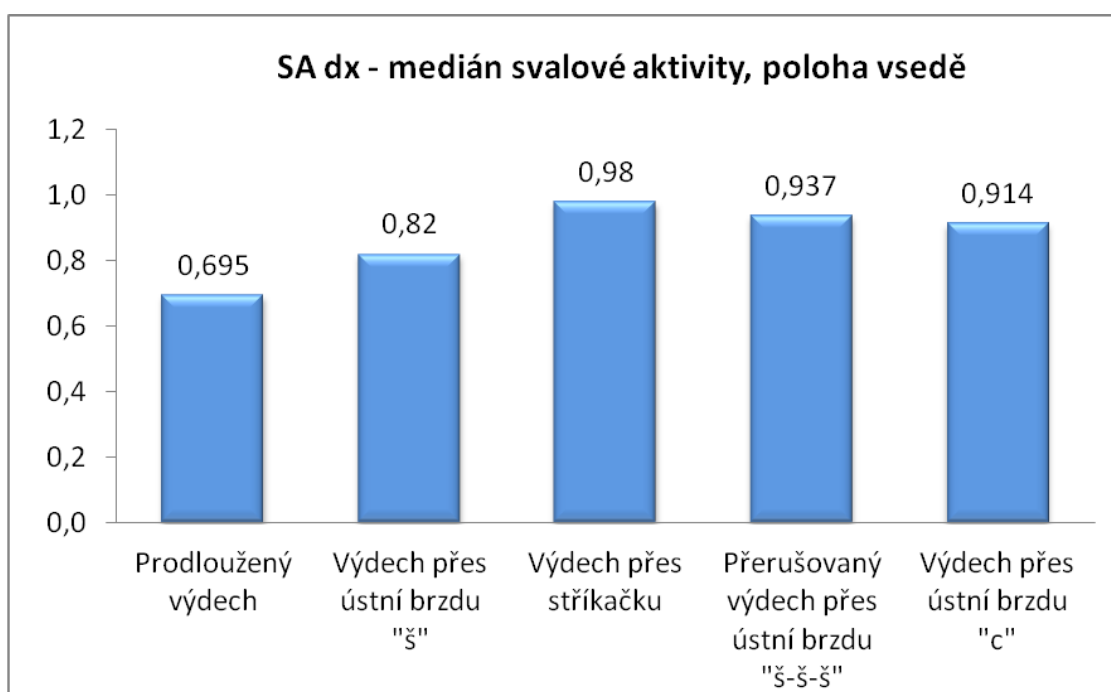
Graf 12 Medián aktivity *m. obliquus internus abdominis dx.* během aktivního výdechu, poloha vsedě



Graf 13 Medián aktivity *m.serratus anterior sin.* během aktivního výdechu, poloha vsedě



Graf 14 Medián aktivity *m.serratus anterior dx.* během aktivního výdechu, poloha vsedě



Následující tabulka (tab. 8) uvádí hodnoty mediánu svalové aktivity při jednotlivých typech výdechu prováděných v poloze vsedě a signifikanci Friedmanova testu při porovnání aktivity svalů při jednotlivých typech výdechu. Tučně jsou v tabulce vyznačeny maximální hodnoty svalové aktivity a hodnoty signifikance < 0,05.

Tab. 8 Medián svalové aktivity během aktivního výdechu, poloha vsedě

sval	Prodloužený výdech	Výdech přes ústní brzdu "š"	Výdech přes stříkačku	Přerušovaný výdech přes ústní brzdu "š-š-š"	Výdech přes ústní brzdu "c"	p
PM sin	0,716	0,769	0,773	0,792	0,759	0,018
PM dx	0,802	0,841	0,844	0,815	0,903	0,071
RAD sin	0,790	0,791	0,890	0,933	0,807	0,078
RAD dx	0,826	0,832	0,888	0,970	0,887	0,525
RAH sin	0,728	0,725	0,861	0,788	0,740	0,699
RAH dx	0,812	0,881	0,904	0,958	0,968	0,122
MOEA sin	0,955	0,952	0,999	0,992	0,922	0,334
MOEA dx	0,999	0,978	1,158	1,124	0,993	0,246
MOIA sin	1,040	0,951	0,985	1,002	0,923	0,010
MOIA dx	0,912	0,989	1,064	1,182	1,022	0,004
SA sin	0,772	0,791	0,895	1,048	0,836	0,001
SA dx	0,695	0,820	0,980	0,937	0,914	< 0,0001

Legenda: p ... signifikace Friedmanova testu

Pro svaly, u nichž vyšel signifikantní výsledek Friedmanova testu (tj. $p < 0,05$), bylo provedeno porovnání jednotlivých typů výdechu po dvojicích pomocí Wilcoxonova párového testu s Bonferroniho korekcí na mnohonásobné porovnávání. Výsledky porovnání jsou shrnuty v následující tabulce (tab. 9), kde je typ výdechu zakódován podle následujícího schéma:

Typ výdechu

1	Prodloužený výdech
2	Výdech přes ústní brzdu "š"
3	Výdech přes stříkačku
4	Přerušovaný výdech přes ústní brzdu "š-š-š"
5	Výdech přes ústní brzdu "c"

Tab. 9 Signifikance Wilcoxonova párového testu s Bonferroniho korekcí na mnohonásobné porovnávání

sval	1 vs. 2	1 vs. 3	1 vs. 4	1 vs. 5	2 vs. 3	2 vs. 4	2 vs. 5	3 vs. 4	3 vs. 5	4 vs. 5
PM sin	0,186	0,029	0,355	0,640	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
MOIA sin	1,000	1,000	1,000	0,355	0,555	1,000	1,000	1,000	0,110	0,186
MOIA dx	1,000	0,747	1,000	1,000	0,071	0,015	0,088	1,000	1,000	1,000
SA sin	1,000	0,640	0,063	1,000	0,092	0,015	0,413	1,000	1,000	0,186
SA dx	1,000	0,029	0,023	0,023	0,012	0,015	0,009	1,000	1,000	0,303

5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je zhodnotit výsledky našeho výzkumu a jejich konfrontace s ostatními studiemi, které se zabývají podobnou problematikou.

Nedílnou součástí moderní rehabilitace je respirační fyzioterapie (RFT). Jedná se o různé metody a techniky, které využívají aktivně modifikované dýchání. Cílem RFT je hygiena DC, ovlivnění bronchiální obstrukce a zajištění průchodnosti DC. RFT řeší problémy spojené s dechovým diskomfortem u širokého spektra pacientů (Smolíková a Máček, 2010). V našem výzkumu jsme se zaměřily na pacienty po proběhlé kardiochirurgické intervenci, a to cestou mediální sternotomie. Z nemalého počtu studií, které se zabývají tématem mediální sternotomie a následné pooperační péče, je patrné, že se jedná o téma s širokými možnostmi vědeckého bádání.

Následkem porušení kontinuity sternu dochází k mechanickým změnám, které se projevují zejména při dechové práci hrudníku. Respirační pohyby hrudníku a břicha jsou nekoordinované a dochází ke změně dechového stereotypu. Před KCH operací je u většiny pacientů pozorován vzor abdominálního dýchání, po operaci se tento vzor mění na horní hrudní (Ragnarsdóttir, aj., 2004). Tato změna dechového stereotypu je vzhledem k výměně plynů na alveolokapilární membráně nevýhodná, pokud bereme v úvahu gravitační mechanismy, které ovlivňují distribuci krevního oběhu v plicích. Podle známého modelu Westových zón (Dostál, 2005) existují oblasti plic s různým poměrem ventilace a perfuze. Zjednodušeně by se dalo říct, že v apikálních oblastech plic převažuje ventilace a v bazálních oblastech převažuje perfuze. Pro výměnu plynů je proto výhodnější, aby maximum dechového objemu směřovalo do bazálních částí plic, což je podporováno abdominálním dechovým vzorem.

Vlivem mnoha faktorů, zejména však narušené respirační kinematiky, anestezie či bolesti dochází k redukci plicního objemu po KCH operaci. Tato redukce může tvořit kolem 25-30 % předoperačních hodnot (Kristjánsdóttir, aj., 2004; De Macedo, aj., 2011). Navíc až 80 % kardiochirurgických pacientů je postiženo plicní atelektázou různého rozsahu (Ragnarsdóttir, aj., 2004). Zde se tedy nabízí logické vysvětlení, proč se zabývat pooperační RFT. Často využívanou technikou nejen pooperační RFT je PEP systém, který zajišťuje hluboké odporované dýchání. Princip PEP dýchání je zajištěn pomocí různých dechových trenažerů, jejichž použitím se zvyšuje intrabronchiální tlak. Důsledkem je dilatace DC, která umožňuje lepší posun

bronchiální sekrece a tím napomáhá clearance DC. Efektivita PEP systému však nespočívá pouze ve zlepšení hygieny DC. Její použití je velmi vhodné pro prevenci kolapsu bronchiolů a k léčbě atelektáz. Odporovaný výdech totiž napomáhá zpětnému rozvinutí plic a umožňuje tak dostatečně provzdušnit postižené části plic (Smolíková a Máček, 2010; Westerdahl, aj., 2001), což je po KCH operaci žádoucí. Podobných výsledků lze docílit velmi jednoduchou technikou výdechu přes ústní brzdu, která navíc nevyžaduje žádné pomůcky. Jedná se o to, že proud vydechaného vzduchu je brzděn pomocí určitého nastavení jazyka a rtů (Smolíková a Máček, 2010). Všechny uvedené typy výdechu jsou tedy tzv. *aktivními formami výdechu*. Nazýváme je tak proto, že při jejich provádění se musí zapojit auxiliární expirační svaly, což jsou zejména břišní svaly. Na tomto místě se možná nabízí logická otázka, proč se z hlediska plicní expanze zabýváme výdechem, nikoli nádechem. Podle Westerdahl, aj. (2001) je nejlepší technikou pro rozvinutí plic po KCH operaci hluboký nádech. Mnoho pacientů však není schopno volní aktivací dosáhnout hlubokého nádechu, proto výhodně zasahujeme terapeutickým úsilím do výdechu, který lze lépe a snadněji ovlivnit vůlí pacienta. Výsledný efekt je dosažen, protože hluboký výdech vyvolává hluboký nádech (Kera a Maruyama, 2005).

Právě aktivní formy výdechu se staly předmětem naší práce. Očekávaly jsme aktivaci břišních svalů v průběhu jednotlivých modifikací výdechu, proto byla jako výzkumná metoda zvolena povrchová EMG (SEMG). Pomocí SEMG lze objektivizovat zapojování jednotlivých svalů. Pro srovnávání bylo zvoleno 5 variant aktivního výdechu s cílem určit míru zapojování sledovaných svalů během jednotlivých variant. Navíc byly zvoleny dvě polohy těla, které jsou běžně užívané během fyzioterapeutické praxe, a to poloha vleže na zádech a vzpřímený sed. Srovnáním jednotlivých výdechů ve dvou tělesných pozicích si klade za cíl zjistit, která poloha vyžaduje větší svalové úsilí při stejné respirační aktivitě.

Mezi měřené svaly byl zařazen i m. PM a m. SA přesto, že se jedná spíše o svaly s inspirační aktivitou (Kapandji, 1985; Dylevský, 2009; Véle, 2006). Právě vzhledem k srovnávání svalové aktivity ve dvou tělesných pozicích může být zařazení těchto svalů namístě, protože poloha lopatek a horních končetin je během sledovaných pozic odlišná, čímž se mění i výchozí nastavení jednotlivých svalů.

5.1 DISKUZE K VÝZKUMNÉ OTÁZCE č. 1

K této výzkumné otázce se váže 5 hypotéz. Každá hypotéza se zabývá jednou variantou aktivního výdechu s cílem porovnat aktivitu jednotlivých svalů vleže a vsedě. V případě všech pěti hypotéz můžeme pro některé svaly zamítnout nulovou hypotézu, avšak ve většině případů lze sledovat ve svalové aktivitě určitá pravidla, která budou dále nastíněna.

V případě provádění prodlouženého výdechu byly zjištěny signifikantní rozdíly mezi aktivitou m. PM pravé strany, MOEA levé strany a horními částmi m. RA levé strany. Ve všech třech případech byla prokázána vyšší svalová aktivita vleže oproti sedu. U dalších svalů sice nebylo dosaženo signifikantních rozdílů, ale dalo by se obecně říci, že aktivita většiny sledovaných svalů je vyšší v poloze vleže oproti sedu. Velmi podobné výsledky byly potvrzeny u svalové aktivity během výdechu přes ústní brzdu „š“. U svalů m. PM sin., m. PM dx., m. RA sin. horní část a MOEA sin. Byla opět prokázána vyšší aktivita vleže oproti poloze vsedě.

Při hodnocení výdechu přes stříkačku se podařilo prokázat signifikantní rozdíly u 6 svalů, a to: m. PM sin. a dx., m. RA dx. dolní část, m. RA sin. horní část, MOEA sin. a MOIA sin. Ve všech případech se opět jednalo o vyšší svalovou aktivitu v poloze vleže.

Výsledky posledních dvou hodnocených výdechů se také příliš neliší od pozorovaného trendu, tudíž svalová aktivita je ve všech případech vyšší v poloze vleže. V průběhu přerušovaného výdechu přes ústní brzdu „š-š-š“ byl signifikantní rozdíl mezi aktivitami vleže a vsedě u m. RA sin. horní část, MOEA sin., MOIA sin. a dx. Výdech přes ústní brzdu „c“ prokázal významné výsledky u m. RA sin. horní i dolní část a MOEA sin také ve smyslu vyšší aktivity vleže.

Shrnutím výsledků všech hypotéz výzkumné otázky č. 1 můžeme dospět k závěru, že aktivita většiny sledovaných svalů v průběhu provádění různých forem aktivního výdechu je vyšší v poloze vleže na zádech oproti vzpřímenému sedu. Tyto výsledky mohou být zdánlivě paradoxní vzhledem k tomu, že vleže není respiračním svalům přisuzována posturální funkce a tím by jejich aktivita měla být nižší. Vsedě se naopak uplatňuje duální funkce svalů, tj. posturální a respirační (Lee a Chang, 2010).

Naše výsledky nesouhlasí s nálezem studie, kterou ohlásili Kera a Maruyama (2005). Tito autoři prokázali nejvyšší aktivitu MOEA a MOIA ve vertikále, konkrétně

u MOEA v pozici sedu s lokty na kolenech a u MOIA ve stoji. Své nálezy odůvodňují odlišným působením gravitace v horizontální a vertikální poloze, protože ve vertikále, zejména ve stoji, je vlivem gravitace abdominální obsah tažen kaudově, čímž dochází k protahování vláken břišních svalů, které facilituje jejich kontrakci. Podobně pokud je trup flektován a je zajištěna opora o HKK, dochází k určitému spojení vlivu gravitace a anatomického uspořádání svalových vláken šikmých břišních svalů. Díky tomu může být aktivita těchto svalů výraznější. Autoři navíc uvádí, že m. RA je nejméně efektivní sval pro výdech. Podle našich výsledků však byla prokázána aktivita m. RA během různých variant výdechu a to se signifikantním zvýšením vleže.

Ve starší práci Drummonda (2003) je uvedeno, že břišní svaly jsou v poloze vleže na zádech obvykle neaktivní v rámci respiračních manévřů. Naopak v sedu a ve stoji se uplatňuje jejich respirační aktivita, a to konkrétně během výdechové fáze dechového cyklu.

Z biomechanického hlediska je optimální délka svalových vláken břišních svalů zajištěna ve stoji, kdy je navíc obecně vyšší excitabilita nervového systému. Poloha v sedu je z toho hlediska méně optimální, protože dochází k flexi v kyčelních kloubech a změně postavení pánve. Biomechanicky horší pro nastavení expiračních svalů je horizontála. Čím více se tělo blíží k horizontále, tím menší je schopnost expiračních svalů generovat dostatečný tlak a průtok vydechovaného vzduchu (Badr, aj., 2002).

Zamýšlíme se nad rozporem našich výsledků s výsledky uvedených studií. U našich pacientů docházelo k vyššímu zapojování většiny sledovaných svalů v poloze vleže. Tento jev si vysvětlujeme tím, že v leže na zádech se hrudník dostává více do inspiračního postavení, čímž dochází k zvětšení délky vláken břišních svalů, které se ještě více zvýrazňuje při nádechu. Výdech je proto v této poloze ztížen a klade větší nároky na práci břišních svalů. Druhým významným faktorem je pravděpodobně samotný KCH zákrok. Následkem porušení kontinuity sternu se mění mechanické vlastnosti hrudníku a tím pravděpodobně i tonus a kontraktibilita svalů hrudníku a břicha.

Můžeme tedy říci, že práce respiračních svalů během námi měřených aktivních forem výdechu je větší vleže na zádech než vsedě. Nelze však z těchto výsledků určit jednoznačné závěry pro praxi. Nabízí se otázka, zda nechat pacienta vykonávat aktivní výdech raději vleže nebo vsedě. K nalezení odpovědi by mohly pomoci další vyšetřovací metody, např. spirometrie. Podle dostupné studie je totiž ve stoji a v sedu

prokazatelně vyšší vitální kapacita plic (VC) a celková kapacita plic (TLC) (Kera a Maruyama, 2005). Objektivizace efektivity aktivního výdechu pomocí kombinace SEMG a spirometrie by mohla být výzvou pro budoucí výzkumy.

5.2 DISKUZE K VÝZKUMNÉ OTÁZCE č. 2

Ve výzkumné otázce č. 2 bylo naším cílem porovnat jednotlivé druhy aktivního výdechu mezi sebou a určit míru zapojování měřených svalů během jejich provádění. Obě stanovené hypotézy lze zamítnout, avšak pouze pro některé svaly. V poloze vleže na zádech byly signifikantní rozdíly prokázány u těchto svalů: m. PM sin., m. RA dx. horní část, MOEA dx., MOIA sin. a dx. Ve většině případů byla významně nižší svalová aktivita při provádění prodlouženého výdechu. Naopak významně vyšší aktivita byla nejčastěji při výdechu přes stříkačku nebo během přerušovaného výdechu s ústní brzdou „š-š-š“.

V poloze vsedě jsou výsledky velmi podobné. Významné rozdíly mezi jednotlivými výdechy byly nalezeny u svalu m. PM sin., MOIA dx., m. SA sin. a dx. Zde byla signifikantně vyšší svalová aktivita opět nejčastěji při výdechu přes stříkačku nebo během přerušovaného výdechu s ústní brzdou „š-š-š“. Naopak méně aktivní byly svaly při prodlouženém výdechu a výdechu přes ústní brzdu „š“.

Komparace těchto výsledků s podobnými studiemi je v tomto případě velmi obtížná, protože jsme nenalezly výzkumy, které by se zabývaly námi volenými formami aktivního výdechu. Z našich výsledků lze odhadovat, že výdech přes stříkačku a přerušovaný výdech s ústní brzdou „š-š-š“ jsou náročnějšími variantami než např. prodloužený výdech. Přínosem pro praxi by zde tedy mohl být poznatek, že prodloužený výdech je pro pacienta méně zatěžující, a to v poloze vleže i vsedě. Tato skutečnost by mohla být uplatněna zejména u pacientů v akutním stadiu po operaci, při výskytu respiračních komplikací či ve stadiu dekonvice. Zde by opět mohlo být velmi přínosné zkombinovat SEMG se spirometrií či jinou metodou zaměřenou na respirační parametry. Výsledky by mohly přinést celostní pohled na aktivní výdech z hlediska plicních objemů i svalové práce.

V některých dostupných pracích nalézáme snahu o objektivizaci efektu RFT. Ve studii Westerdahl, aj. (2001) byly srovnány 3 techniky hlubokého dýchání u mužů po provedení CABG. Pro srovnání byly vytvořeny tři skupiny pacientů. První skupina

prováděla odporovaný výdech přes speciální výdechový trenažér, druhá skupina použila kombinaci nádechového a výdechového odporu tzv. IR-PEP (Inspiratory Resistance-Positive Expiratory Pressure). Třetí skupina prováděla prodloužený výdech bez pomůcek. Byly hodnoceny plicní funkce (z hlediska objemů a kapacit) a rentgenové změny na plicích. Ve 4. pooperačním dnu bylo zjištěno, že redukce plicních funkcí po operaci se zlepšila více u pacientů, kteří prováděli hluboké dýchání s pomůckami než bez nich. Mezi skupinami, které užívaly dechové trenažery nebyly nalezeny významnější rozdíly.

Brasher aj. (2003) také provedli studii, která ověřuje efekt hlubokého dýchání na výskyt pooperačních komplikací. Byly vytvořeny 2 skupiny pacientů po KCH operaci, u kterých byla prováděna pooperační fyzioterapie. Pooperační režim zahrnoval u obou skupin časnou mobilizaci. U jedné skupiny bylo prováděno hluboké dýchání, u druhé skupiny nikoliv. Výzkumem bylo zjištěno, že provádění hlubokého dýchání nemá významný vliv na výskyt pooperačních respiračních komplikací.

K těmto dvěma rozporuplným pohledům na efektivitu RFT lze přidat ještě třetí, kterým je výzkum provádění hlubokého dýchání před plánovanou operací. Yánez-Brage aj. (2009) došli k závěru, že předoperační provádění technik hlubokého dýchání může zlepšit parametry plicních funkcí po KCH operaci a snížit riziko pooperační atelektázy až o 52 %.

5.3 DISKUZE K VÝZKUMNÉ METODĚ

Do výzkumného souboru byli zařazeni pacienti po KCH výkonu, přičemž u většiny se jednalo o plánovanou revaskularizaci myokardu. U všech pacientů byl KCH zákrok proveden cestou mediální sternotomie, což bylo také podmínkou pro zařazení do souboru. Možným faktorem, který ovlivňuje funkci břišních svalů je míra abdominální obezity. U našich pacientů byl spočítána průměrná hodnota BMI, která činila 28,3. Většinu výzkumného vzorku tvořili muži s androidní typem ukládání tuku. U těchto pacientů by se dala předpokládat určitá dlouhodobá substituce funkce břišních svalů, což mohlo ovlivnit naše výsledky.

Použití SEMG jako jediné výzkumné metody je limitem v aplikaci našich výsledků do praxe. Chybí totiž korelace mezi svalovou aktivitou měřených svalů a respiračními parametry, stran plicních objemů, které by mohly hlouběji ozřejmit účinnost fyzioterapeutické intervence. Velmi přínosné by mohlo být využití spirometrie, avšak v podmínkách tvorby této diplomové práce to z technických finančních důvodů nebylo možné. Jistou levnější variantou by mohlo být použití pulsního oxymetru, kdy by byla zaznamenávána hodnota saturace O₂. Tato metoda však může být méně průkazná ve chvíli, kdy existuje porucha výměny plynů na alveolokapilární membráně, která je dle Smolíkové a Máčka (2010) jako jediná oblast dýchání fyzioterapií neovlivnitelná. Průkaznější by proto podle nás bylo zaměřit se přímo na měření plicních objemů a kapacit.

ZÁVĚR

Cílem naší práce bylo určit míru zapojení vybraných svalů trupu při provádění aktivního výdechu. Bylo zvoleno 5 variant aktivního výdechu, jejichž průběh byl měřen v poloze vleže na zádech a ve vzpřímeném sedu bez opory zad. Sledováno bylo 6 svalů bilaterálně: m. pectoralis major, horní i dolní část m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis a m. serratus anterior. Byla srovnána aktivita jednotlivých svalů vleže a vsedě s cílem určit, ve které poloze dochází k signifikantně vyšší míře svalové aktivity. Výsledky se během 5 forem aktivního výdechu liší, nicméně lze obecně říci, že vyšší míra zapojování trupových svalů byla pozorována v poloze vleže. Při srovnání jednotlivých variant výdechu mezi sebou výsledky opět nejsou zcela jednoznačné, ale dá se říci, že sledované svaly jsou neaktivnější během výdechu přes stříkačku a během přerušovaného výdechu s ústní brzdou „š-š-š“. Naopak při prodlouženém výdechu se dané svaly zapojovaly nejméně.

Výsledky našeho výzkumu nelze jednoznačně aplikovat do praxe, protože hodnocení míry svalové aktivity při aktivním výdechu je pouze jedním aspektem složitějšího komplexu RFT. Je žádoucí provést další studie, které by hodnotily parametry dechových objemů v korelaci s měřením svalové aktivity. Jejich výsledky by již mohly být jasnějším vodítkem pro volbu optimální fyzioterapeutické intervence nejen u pacienta po kardiochirurgickém výkonu.

Oblast s širokými možnostmi vědeckého zkoumání je též samotná mediální sternotomie, která jako velmi rušivý zásah, ovlivňuje respirační mechaniku. Některé mechanismy pooperačních změn již byly zkoumány zejm. zahraničními autory a jsou nastíněny v této práci. Podrobnější informace a lepší pochopení těchto mechanismů by mohla přinést studie, která probíhá v současné době na půdě Technické univerzity v Liberci ve spolupráci s lékaři a fyzioterapeuty Kardiochirurgické kliniky Fakultní nemocnice Olomouc.

REFERENČNÍ SEZNAM

APOSTOLAKIS, E., FILOS, K., S., KOLETIS, E. a DOUGENIS, D. Lung Dysfunction Following Cardiopulmonary Bypass. *Journal of Cardiac Surgery*, 2010. Volume 25, Issue 1, Pages 47-55.

BADR, CH., ELKINS, M., R., ELLIS, E., R. The effect of body position on maximal expiratory pressure and flow. *Australian Journal of Physiotherapy*, 2002. Volume 48, Issue 2, Pages 95-102.

BODIN, P., OLSÉN, M., F., aj. Effects of abdominal binding on breathing patterns during breathing exercises in persons with tetraplegia. *Spinal Cord*, 2005. Volume 43, Pages 117-122.

BRASHER, P., A., McCLELLAND, K., H., aj. Does removal of deep breathing exercises from a physiotherapy program including pre-operative education and early mobilisation after cardiac surgery alter patient outcomes? *Australian Journal of Physiotherapy*, 2003. Volume 49, Issue 3, Pages 165-173.

BROCKI, B., C., THORUP, CH., B. a ANDREASEN, J., J. Precautions related to midline sternotomy in cardiac surgery. A review of mechanical stress factors leading to sternal complications. *European Journal of Cardiovascular Nursing*, 2010. Volume 9, Issue 2, Pages 77-84.

BRUHIN, R., STOCK, U., A., DRÜCKER, J., P., aj. Numerical Simulation Techniques to Study the Structural Response of the Human Chest Following Median Sternotomy. *The Annals of Thoracic Surgery*, 2005. Volume 80, Issue 2, Pages 623-630.

CALDERON, J., RICHEBE, P., GUIBAUD, J., P., aj. Prospective Randomized Study of Early Pulmonary Evaluation of Patients Scheduled for Aortic Valve Surgery Performed by Ministernotomy or Total Median Sternotomy. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, 2009. Volume 23, Issue 6, Pages 795-801.

CARUANA, L., PETRIE, M.,C., aj. Altered diaphragm position and function in patients with chronic heart failure. *European Journal of Heart Failure*, 2001. Volume 3, Issue 2, Pages 183-187.

COURTNEY, R. The functions of breathing and its dysfunctions and their relationship to breathing therapy. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 2009. Volume 12, Issue 3, Pages 78-85.

ČUMPELÍK, J., VÉLE, F., VEVERKOVÁ, M., aj. Vztah mezi dechovými pohyby a držením těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha - Česká lékařská společnost J.E. Purkyně, 2006. ISSN 1803-6597. Volume 13, Issue 2, Pages 62-70.

DE BLASI, R., A., PALMISANI, S., CIGOGNETTI, L., aj. Effects of sternotomy on heart–lung interaction in patients undergoing cardiac surgery receiving pressure-controlled mechanical ventilation. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 2007. Volume 51, Issue 4, Pages 441-446.

DE MACEDO, R., M., FARIA-NETO, J., R., CONSTANTINI, C., O., aj. Phase I of cardiac rehabilitation: A new challenge for evidence based physiotherapy. *World Journal of Cardiology*, 2011. Volume 3, Issue 7, Pages 248-255.

DOSTÁL, P., aj. *Základy umělé plicní ventilace*. Praha : Maxdorf, 2005. 292 s. ISBN 8073450593.

DRUMMOND, G., B. The abdominal muscles in anaesthesia and after surgery. *British Journal of Anaesthesia*, 2003. Volume 91, Issue 1, Pages 73-80.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha : Grada Publishing, 2009. 180 s. ISBN 9788024716480.

HOLIBKA, V., DVOŘÁK, R. Nové poznatky o strukturálních předpokladech koordinace funkce bránice a břišní muskulatury. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha - Česká lékařská společnost J.E. Purkyně, 2006. ISSN 1803-6597. Volume 13, Issue 2, Pages 55-61.

CHETTA, A., BOBBIO, A., AIELLO, M., aj. Changes in Lung Function and Respiratory Muscle Strength after Sternotomy vs. Laparotomy in Patients without Ventilatory Limitation. *European Surgical Research*, 2006. Volume 38, Issue 5, Pages 489-493.

JANURA, M., MÍKOVÁ, M. Využití biomechaniky v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha - Česká lékařská společnost J.E. Purkyně, 2003. ISSN 1803-6597. Volume 10, Issue 1, Pages 30-33.

KAPANDJI, I., A. *Funktionelle Anatomie der Gelenke : Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. Bd. 3, Rumpf und Wirbelsäule*. Stuttgart, 1985. ISBN 3432946511.

KERA, T., MARUYAMA, H. The Effect of Posture on Respiratory Activity of the Abdominal Muscles. *Journal of Physical Anthropology and Applied Human Science*. 2005. Volume 24, Issue 4, Pages 259-265.

KIM, K. Activation of Trunk Muscles during End-Inspiration of Abdominal Breathing: Comparison among Four Different Positions. *Journal of Physical Therapy Science*, 2011. Volume 23, Issue 2, Pages 339-343.

KIRYU, S., LORING, S., H., aj. Quantitative analysis of the velocity and synchronicity of diaphragmatic motion: dynamic MRI in different postures. *Magnetic Resonance Imaging*, 2006. Volume 24, Issue 10, Pages 1325-1332.

KOLÁŘ, P., aj. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KONRAD P., *The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological Electromyography* [online]. Version 1.0 April 2005. [cit. 17. únor 2012]. Dostupné na WWW: < reseau.risc.cnrs.fr/fichiers/apercu.php?numero=1 >.

KRISTJÁNSDÓTTIR, A., RAGNARSDÓTTIR, M., HANNESSON, P., aj. Respiratory movements are altered three months and one year following cardiac surgery. *Scandinavian Cardiovascular Journal*, 2004. Volume 38, Issue 2, Pages 98-103.

KROBOT, A. a KOLÁŘOVÁ, B. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1.vyd. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 2011. 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.

KUN, H., XIUBIN, Y. Median sternotomy closure: review and update research. *Journal of Medical Colleges of PLA*, 2009. Volume 24, Issue 2, Pages 112-117.

LATASH, M., L. *Synergy*. Oxford ; New York : Oxford University Press, 2008. 412 s. ISBN 978-0-19-533316-9.

LEE, L., J., CHANG, A., T., aj. Changes in sitting posture induce multiplanar changes in chest wall shape and motion with breathing. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 2010. Volume 170, Issue 3, Pages 236-245.

MARTÍNEZ, O., NIN, N., aj. Prone Position for the Treatment of Acute Respiratory Distress Syndrome: A Review of Current Literature. *Archivos de Bronconeumología*, 2009. Volume 45, Issue 6, Pages 291-296.

PALEČEK, F., aj. *Patofyziologie dýchání*. Praha : Nakladatelství Karolinum, 2001. 123 s. ISBN 8024602318.

PETERSSON, J., ROHDIN, M., SÁNCHEZ-CRESPO, A. Posture primarily affects lung tissue distribution with minor effect on blood flow and ventilation. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2007. Volume 156, Issue 3, Pages 293-303.

PINSKY, M., R. Cardiovascular Issues in Respiratory Care. *Chest* [online]. November 2005, Volume 128, Suppl. 2 [cit. 21. únor 2011]. Dostupné na WWW: <chestjournal.chestpubs.org >.

RAGNARSDÓTTIR, M., KRISTJÁNSDÓTTIR, A., INGVARSDÓTTIR, I., aj. Short-term changes in pulmonary function and respiratory movements after cardiac surgery via median sternotomy. *Scandinavian Cardiovascular Journal*, 2004. Volume 38, Issue 1, Pages 46-52.

RATNOVSKY, A., ELAD, D., HALPERN, P. Mechanics of respiratory muscles. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 2008. Volume 163, Issues 1-3, 30 November 2008, Pages 82-89.

ROMAGNOLI, I., GORINI, M., aj. Chest wall kinematics, respiratory muscle action and dyspnoea during arm vs. leg exercise in humans. *Acta Physiologica*, 2006. Volume 188, Issue 1, Pages 63-73.

ROMEI, M., LO MAURO, A., aj. Effects of gender and posture on thoraco-abdominal kinematics during quiet breathing in healthy adults. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, 2010. Volume 172, Issue 3, Pages 184-191.

SEIKEL, J., A., KING, D., W., DRUMRIGHT, D., G. *Anatomy and physiology for speech, language, and hearing*. San Diego : Singular Publishing Group, 2000. 741 s. ISBN 076930057X.

SKLÁDAL, J. *Bránice člověka ve světle normální a klinické fyziologie*. Praha: Academia, 1976.

SMOLÍKOVÁ, L. a MÁČEK, M. *Respirační fyzioterapie a plicní rehabilitace*. 1.vyd. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. 194 s. ISBN 978-80-7013-527-3.

SUCHOMEL, T., KRBEC, M., aj. *Spondylolistéza: diagnostika a terapie*. Praha: Galén, 2007. 161 s. ISBN 9788072624775.

ŠETINA, M., PIRK, J., HOLUB, J., FIALKA, R., aj. *Přehled vybraných kardiochirurgických operací v ČR 2009*. Praha: Ústav zdravotnických informací a statistiky ČR, 2011. 40 s. ISBN 978-80-7280-917-2.

TAKAZAKURA, R., TAKAHASHI, M., aj. Diaphragmatic Motion in the Sitting and Supine Positions: Healthy Subject Study Using a Vertically Open Magnetic Resonance System. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2004. Volume 19, Issue 5, Pages 605-609.

TALASZ, H., KOFLER, M., aj. Breathing with the pelvic floor? Correlation of pelvic floor muscle function and expiratory flows in healthy zouny nulliparous women. *International Urogynecology Journal*, 2009. Volume 21, Issue 4, Pages 475-481.

TANSKANEN, P., KYNA, T., aj. The effect of patient positioning on dynamic lung compliance. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, 1997. Volume 41, Issue 5, Pages 602-606.

UENO, A. a TOMIZAWA, Y. Cardiac rehabilitation and artificial heart devices. *The International Journal of Artificial Organs*, 2009. Volume 32, Issue 12, Pages 90-97.

VÉLE, F. *Kineziologie : přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 8072548379.

WESTERDAHL, E., OLSÉN, M., F. Chest physiotherapy and breathing exercises for cardiac surgery patients in Sweden - A National survey of practice. *Monaldi Archives for Chest Disease*, 2011. Volume 75, Issue 2, Pages 112-119.

WESTERDAHL, E., LINDMARK, B., ALMGREN, S.-O. a TENLING, A. Chest physiotherapy after coronary Artery bypass graft surgery – A comparison of three different deep breathing techniques. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2001. Volume 33, Issue 2, Pages 79-84.

YÁNEZ-BRAGE, I., PITA-FERNÁNDEZ, S., JUFFÉ-STEIN, A., aj. Respiratory physiotherapy and incidence of pulmonary complications in off-pump coronary artery bypass graft surgery: an observational follow-up study. *BMC Pulmonary Medicine* [online]. July 2009 [cit. 17. leden 2012]. Dostupné na WWW: <<http://www.biomedcentral.com/1471-2466/9/36>>.

ZEDKA, M. VALOUCHOVÁ, P. Elektromyografická analýza v biomechanice.
KOLÁŘ, P. Vyšetření posturálních funkcí. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén,
2009. ISBN 978-80-7262-657-1.

ZELENÁ, A. Osobní sdělení, 2012.

SEZNAM ZKRATEK

AH	aktivační hodnota
ARDS	Acute Respiratory Distress Syndrome
BMI	Body Mass Index
CABG	Coronary Artery Bypass Graft
CNS	centrální nervový systém
DC	dýchací cesty
EBM	Evidence Based Medicine
EKG	elektrokardiografické
EMG	elektromyografie
CHOPN	chronická obstrukční plicní nemoc
IAT	intraabdominální tlak
IR – PEP	Inspiratory Resistance-Positive Expiratory Pressure
ITT	intratorakální tlak
KCH	kardiochirurgický
m.	musculus
mm.	musculi
MOEA	m. obliquus externus abdominis
MOIA	m. obliquus internus abdominis
PEP	Positive Expiratory Pressure
PM	m. pectoralis major
RA	m. rectus abdominis
RAD	dolní část m. rectus abdominis
RAH	horní část m. rectus abdominis
RFT	respirační fyzioterapie
SA	m. serratus anterior
SEMG	Surface Electromyography
TLC	Total Lung Capacity
TrA	m. transversus abdominis
UPV	umělá plicní ventilace
VC	Vital Capacity

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 <i>Průběh os kostovertebrálních a kostotransversálních kloubů (převzato z Kapandji, 1985)</i>	12
Obr. 2 <i>Znázornění torze žeberních chrupavek při nádechu (převzato z Seikel, aj., 2000)</i>	13
Obr. 3 <i>Znázornění průběhu vláken břišních svalů (převzato z Kapandji, 1985)</i>	16
Obr. 4 <i>Expanze dolních žeber kontrakcí bránice při fixovaném centrum tendineum (převzato z Drummond, 2003)</i>	18
Obr. 5 <i>Kraniální posun bránice a expanze dolních žeber při zvýšeném IAT kontrakcí břišních svalů (převzato z Drummond, 2003)</i>	18
Obr. 6 <i>Poloha vleže, výdech přes stříkačku</i>	36
Obr. 7 <i>Poloha vleže, základní nastavení</i>	36
Obr. 8 <i>Poloha vsedě, výdech přes stříkačku</i>	37
Obr. 9 <i>Poloha vsedě, základní nastavení</i>	37

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 <i>Medián svalové aktivity – prodloužený výdech, poloha vleže vs. vsedě</i>	40
Tab. 2 <i>Medián svalové aktivity – výdech přes ústní brzdu "š", poloha vleže vs. vsedě</i>	43
Tab. 3 <i>Medián svalové aktivity – výdech přes stříkačku, poloha vleže vs. vsedě</i>	46
Tab. 4 <i>Medián svalové aktivity – během přerušovaného výdechu přes ústní brzdu "š-š-š", poloha vleže vs. vsedě</i>	49
Tab. 5 <i>Medián svalové aktivity – během výdechu přes ústní brzdu "c", poloha vleže vs. vsedě</i>	52
Tab. 6 <i>Medián svalové aktivity během aktivního výdechu, poloha vleže</i>	58
Tab. 7 <i>Signifikance Wilcoxonova párového testu s Bonferroniho korekcí na mnohonásobné porovnávání</i>	59
Tab. 8 <i>Medián svalové aktivity během aktivního výdechu, poloha vsedě</i>	63
Tab. 9 <i>Signifikance Wilcoxonova párového testu s Bonferroniho korekcí na mnohonásobné porovnávání</i>	64

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 <i>Distribuce hodnot svalové aktivity během prodlouženého výdechu v poloze vleže a vsedě, kvartilový box-graf</i>	41
Graf 2 <i>Distribuce hodnot svalové aktivity během výdechu přes ústní brzdu „š“, kvartilový box-graf</i>	44
Graf 3 <i>Distribuce hodnot svalové aktivity během výdechu přes stríkačku, kvartilový box-graf</i>	47
Graf 4 <i>Distribuce hodnot svalové aktivity během přerušovaného výdechu přes ústní brzdu „š-š-š“, kvartilový box-graf</i>	50
Graf 5 <i>Distribuce hodnot svalové aktivity během výdechu přes ústní brzdu „c“, kvartilový box-graf</i>	53
Graf 6 <i>Medián aktivity m. pectoralis major sin. během aktivního výdechu, poloha vleže</i>	55
Graf 7 <i>Medián aktivity m. rectus abdominis dx. – horní část. během aktivního výdechu, poloha vleže</i>	56
Graf 8 <i>Medián aktivity m. obliquus externus abdominis dx. během aktivního výdechu, poloha vleže</i>	56
Graf 9 <i>Medián aktivity m. obliquus internus abdominis sin.. během aktivního výdechu, poloha vleže</i>	57
Graf 10 <i>Medián aktivity m. obliquus internus abdominis dx.. během aktivního výdechu, poloha vleže</i>	57
Graf 11 <i>Medián aktivity m. pectoralis major sin. během aktivního výdechu, poloha vsedě</i>	61
Graf 12 <i>Medián aktivity m. obliquus internus abdominis dx. během aktivního výdechu, poloha vsedě</i>	61
Graf 13 <i>Medián aktivity m.serratus anterior sin. během aktivního výdechu, poloha vsedě</i>	62
Graf 14 <i>Medián aktivity m.serratus anterior dx.. během aktivního výdechu, poloha vsedě</i>	62

SEZNAM PŘÍLOH

Příl. 1 Tabulka průměrných hodnot svalové aktivity	85
Příl. 2 Informovaný souhlas pacienta	90

PRÍLOHY

Príl. 1 Tabulka průměrných hodnot svalové aktivity

1. prodloužený výdech vleže													
	PM sin.	PM dx.	RAD sin.	RAD dx.	RAH sin.	RAH dx.	MOEA sin.	MOEA dx.	MOIA sin.	MOIA dx.	SA sin.	SA dx.	
pac. 1	0,701	0,592	0,905	0,682	1,114	0,950	1,561	1,542	0,910	0,560	0,741	0,862	
pac. 2	0,659	0,577	0,842	0,640			0,494	0,722	0,486		0,280	0,601	
pac. 3	0,866	2,698	1,539	1,554	2,057	2,348	1,926	1,772	1,674	1,327	1,617	1,919	
pac. 4	0,828	0,872	0,844	0,757	0,788	0,793	2,627	0,326	0,669	1,415	0,720	0,774	
pac. 5	0,515	1,144	0,850	0,749	1,687	0,829	3,062	1,462	2,546	2,673	0,961	0,564	
pac. 6	1,043	1,227	1,274	1,254	1,198	1,206	1,196	0,898	1,188	0,913	0,790	0,584	
pac. 7	0,647	2,000	0,769		0,790	0,901	0,742	0,549	1,778	1,737	0,808	0,465	
pac. 8	0,743	0,854	0,789	0,716	0,791	0,531	0,623	0,566	0,605	0,494	0,701	0,530	
pac. 9	1,152	1,242	1,002	0,706	1,359	0,867	0,967	0,441	1,014	0,590	1,605	1,351	
pac. 10	0,839	0,979	0,687	0,628	1,142	0,608	2,034	0,941	1,983	2,093	0,905	0,798	
pac. 11	1,028	0,718	1,108	0,653			1,288	0,861	0,998	1,300	0,922	1,605	
pac. 12	0,805	0,756	0,873	0,735	0,847	0,921	1,115	0,948	1,217	1,662	0,875	0,742	
pac. 13	0,835	1,271	0,575	0,850	1,223	0,721	1,489	0,726	0,865	0,689	0,573	0,929	
pac. 14	0,593	0,805	0,872	1,374	0,942	0,828	1,255	0,999	1,095	1,259	0,866	0,624	

2. výdech přes ústní brzdou "š" vleže													
	PM sin.	PM dx.	RAD sin.	RAD dx.	RAH sin.	RAH dx.	MOEA sin.	MOEA dx.	MOIA sin.	MOIA dx.	SA sin.	SA dx.	
pac. 1	0,711	0,599	0,857	0,690	1,105	0,899	1,935	1,899	0,877	0,686	0,708	0,850	
pac. 2	0,603	0,619	0,869	0,704			0,476	0,689	0,440		0,307	0,584	
pac. 3	0,886	3,114	1,674	1,479	2,160	2,768	2,150	1,930	1,775	1,437	1,815	2,068	
pac. 4	0,819	0,820	0,808	0,683	0,762	0,719	2,022	0,367	0,615	1,389	0,608	0,753	
pac. 5	0,632	1,277	1,997	2,645	4,627	1,522	6,133	0,367	5,365	5,388	3,219	1,147	
pac. 6	1,165	1,336	1,184	1,324	1,261	1,288	1,319	0,924	1,216	1,017	0,834	0,834	
pac. 7	0,672	0,978	1,582		1,230	1,381	0,871	0,981	3,103	3,365	0,804	0,554	
pac. 8	0,713	0,792	0,755	0,790	0,805	0,552	0,644	0,628	0,676	0,522	0,705	0,507	
pac. 9	1,098	1,252	0,998	0,730	1,323	0,794	0,977	0,515	0,990	0,587	1,313	0,963	
pac. 10	1,104	0,916	0,717	0,746	1,507	0,570	2,557	0,983	2,960	2,456	1,103	0,752	
pac. 11	1,562	1,383	1,164	0,675			1,103	0,924	0,795	1,083	2,060	3,501	
pac. 12	0,844	0,734	0,945	0,809	0,879	0,952	1,290	1,034	1,439	2,164	0,893	0,775	
pac. 13	0,835	1,100	0,558	0,862	0,916	0,757	1,364	0,766	0,890	0,650	0,514	0,833	
pac. 14	1,124	1,280	0,989	1,491	0,982	1,049	1,398	1,282	1,199	1,621	1,535	0,759	

3. výdech přes stříkačku vleže													
	PM sin.	PM dx.	RAD sin.	RAD dx.	RAH sin.	RAH dx.	MOEA sin.	MOEA dx.	MOIA sin.	MOIA dx.	SA sin.	SA dx.	
pac. 1	0,597	0,768	0,783	0,715	0,983	1,183	1,346	1,271	0,828	0,556	0,760	0,883	
pac. 2	0,723	0,616	0,900	0,782			0,592	1,032	0,586		0,329	0,666	
pac. 3	1,098	3,496	1,762	1,441	2,184	3,328	2,185	2,194	2,060	2,286	1,840	1,443	
pac. 4	3,356	1,184	0,782	0,674	1,172	0,885	0,975	0,326	0,677	0,758	0,603	0,720	
pac. 5	0,675	3,121	1,975	1,938	3,418	2,557	5,078		4,101	3,652	1,822	1,169	
pac. 6	1,162	1,246	1,237	1,159	1,222	1,261	1,495	1,201	1,374	1,281	1,025	0,663	
pac. 7	0,655	1,040	1,151		1,119	1,298	1,013	0,925	2,931	2,700	0,793	0,356	
pac. 8	0,761	1,213	0,815	0,782	0,890	0,569	1,021	0,744	0,871	0,568	0,722	0,605	
pac. 9	1,360	1,501	1,307	0,752	1,850	0,994	2,082	0,400	3,040	0,868	1,527	1,078	
pac. 10	1,056	1,236	0,811	0,897	2,330	0,625	3,053	0,884	3,521	2,521	1,441	0,647	
pac. 11	1,439	1,291	4,660	1,356			1,478	1,179	1,674	3,098	2,813	3,303	
pac. 12	1,069	0,841	1,569	0,851	0,942	1,017	2,759	3,690	5,813	12,239	1,006	0,503	
pac. 13	1,155	1,136	0,845	1,200	1,323	0,996	1,498	1,048	1,095	0,883	0,601	0,928	
pac. 14	0,676	0,839	1,101	1,449	1,067	1,398	1,979	1,916	1,765	2,288	1,339	0,827	

4. přerušovaný výdech "š-š-š" vleže													
	PM sin.	PM dx.	RAD sin.	RAD dx.	RAH sin.	RAH dx.	MOEA sin.	MOEA dx.	MOIA sin.	MOIA dx.	SA sin.	SA dx.	
pac. 1	0,726	0,747		1,339	2,387	3,259	3,118	2,987	1,035	2,321	0,762	1,023	
pac. 2	0,715	0,625	0,727	0,726			0,514	1,081	0,475		0,285	0,826	
pac. 3	0,916	3,865	1,408	1,223	1,998	2,670	2,162	1,989	1,962	1,917	2,058	2,313	
pac. 4	0,767	0,748	0,827	0,732	0,757	0,748	0,878	0,182	0,564	1,371	0,771	0,800	
pac. 5	0,625	1,438	1,614	1,316	3,355	1,906	5,975	3,213	5,084	3,447	1,766	1,055	
pac. 6	1,169	1,447	1,309	1,222	1,301	1,354	1,766	1,252	1,750	2,191	0,847	0,717	
pac. 7	0,660	0,873	1,227		1,052	1,273	1,109	1,026	2,961	3,492	0,936	0,468	
pac. 8	0,672	0,746	0,796	0,803	0,826	0,600	0,902	0,642	0,763	0,595	0,513	0,573	
pac. 9	1,214	1,499	1,207	0,796	1,661	0,860	1,525	0,555	1,828	0,809	1,609	0,993	
pac. 10	1,106	0,921	0,830	0,916	2,106	0,553	2,928	0,987	3,239	2,360	1,300	0,714	
pac. 11	1,177	1,259	3,221	1,569			1,293	1,197	1,254	2,621	2,877	3,937	
pac. 12	0,893	0,796	1,256	0,831	1,085	1,103	1,459	1,710	1,743	4,438	1,180	0,946	
pac. 13	0,902	1,476	0,833	0,892	1,553	0,753	1,845	0,725	0,879	0,924	0,703	1,012	
pac. 14	1,152	1,276	0,924	1,308	0,894	0,900	1,225	1,142	1,164	1,088	1,051	0,860	

5. výdech přes ústní brzdu "c" vleže													
	PM sin.	PM dx.	RAD sin.	RAD dx.	RAH sin.	RAH dx.	MOEA sin.	MOEA dx.	MOIA sin.	MOIA dx.	SA sin.	SA dx.	
pac. 1	0,597	0,689	1,030	0,655	1,125	0,944	1,563	1,640	2,279	0,856	0,721	0,821	
pac. 2	0,714	0,520	0,696	0,715			0,530	0,708	0,458		0,297	0,547	
pac. 3	1,033	4,551	1,502	1,246	2,087	2,779	2,334	1,917	1,836	1,803	1,980	2,168	
pac. 4	0,820	0,744	0,793	0,716	0,721	0,676	1,673	0,279	0,621	1,428	0,619	0,818	
pac. 5	0,638	1,449	1,382	1,232	2,659	1,787	7,171	3,696	6,404	4,036	1,904	1,017	
pac. 6	1,092	1,341	1,181	1,237	1,209	1,269	1,726	1,210	1,401	1,241	0,858	0,617	
pac. 7	0,647	0,847	0,976		0,990	1,157	0,942	0,808	2,444	2,119	1,048	0,411	
pac. 8	0,740	0,748	0,777	0,794	0,817	0,546	0,991	0,638	0,791	0,527	0,525	0,552	
pac. 9	1,006	1,404	1,157	0,705	1,710	0,840	1,159	0,511	1,301	0,623	1,803	0,920	
pac. 10	1,069	0,907	0,807	0,873	1,783	0,532	3,202	0,985	3,811	2,595	1,195	0,678	
pac. 11	1,310	1,335	7,130	2,765			1,402	1,197	1,087	3,055	3,618	5,744	
pac. 12	0,918	0,770	1,203	0,847	1,036	0,952	1,219	1,009	1,159	1,288	1,237	0,922	
pac. 13	0,849	1,262	0,900	0,849	6,142	0,741	1,432	0,659	0,845	0,768	0,575	0,807	
pac. 14	1,158	1,648	0,814	1,232	0,894	1,006	1,054	1,114	1,042	1,018	1,107	0,925	

6. prodloužený výdech v sedě													
	PM sin.	PM dx.	RAD sin.	RAD dx.	RAH sin.	RAH dx.	MOEA sin.	MOEA dx.	MOIA sin.	MOIA dx.	SA sin.	SA dx.	
pac. 1	0,656	0,657	0,787	0,615	0,608	0,715	0,552	0,616	0,436	0,610	0,832	0,631	
pac. 2	0,792	0,828	0,828	0,914			0,984	1,009	1,128		0,875	0,556	
pac. 3	0,925	1,055	0,771	0,898	1,050	0,969	0,952	0,989	0,899	0,869	1,025	0,948	
pac. 4	0,799	0,535	0,789	0,958	0,764	0,791	0,912	1,305	1,124	1,289	0,564	0,541	
pac. 5	0,188	0,787	0,790	0,807	0,936	0,818	0,812	0,726	0,996	0,721	0,807	0,572	
pac. 6	0,660	0,401	0,651	0,781	0,693	0,607	0,958	0,878	0,756	0,860	0,608	0,471	
pac. 7	0,807	0,861	0,755		0,800	0,806	0,670	0,647	0,694	0,466	0,672	0,823	
pac. 8	0,688	0,675	0,967	0,841	1,012	0,728	0,997	0,968	0,650	1,483	0,457	0,602	
pac. 9	0,853	1,018	0,575	0,826	1,286	1,060	1,255	2,181	1,378	1,013	0,688	0,759	
pac. 10	0,450	1,036	0,958	0,811	0,613	0,896	1,119	1,255	1,085	2,125	1,274	1,074	
pac. 11	0,970	0,941	1,168	1,435			1,299	1,019	1,187	2,083	1,124	1,040	
pac. 12	0,682	0,530	1,082	0,413	0,513	1,156	1,028	0,907	1,302	1,142	1,050	0,782	
pac. 13	0,743	0,817	0,893	1,027	0,488	0,845	0,427	1,294	1,238	0,912	0,736	0,482	
pac. 14	0,462	0,679	0,708	0,770	0,670	0,768	0,816	1,010	0,716	0,673	0,635	1,026	

7. výdech přes ústní brzdou "š" v sedě													
	PM sin.	PM dx.	RAD sin.	RAD dx.	RAH sin.	RAH dx.	MOEA sin.	MOEA dx.	MOIA sin.	MOIA dx.	SA sin.	SA dx.	
pac. 1	0,685	0,649	0,715	0,601	0,557	0,682	0,510	0,670	0,432	0,533	0,897	1,005	
pac. 2	0,925	0,887	0,804	0,942	0,930	0,930	0,930	1,021	1,086	0,877	0,877	0,502	
pac. 3	1,002	1,090	0,779	0,923	1,045	0,892	0,984	1,050	0,939	0,885	0,825	0,889	
pac. 4	0,783	0,563	0,748	0,877	0,719	0,777	0,775	1,037	1,007	1,030	0,506	0,522	
pac. 5	0,251	0,873	0,912	0,900	1,175	0,943	1,063	0,714	1,295	1,038	0,982	0,632	
pac. 6	0,761	0,449	0,618	0,900	0,696	0,629	0,982	0,868	0,794	0,862	0,639	0,542	
pac. 7	0,821	0,889	0,721	0,817	0,803	0,888	0,726	0,861	0,526	0,707	0,691	0,880	
pac. 8	0,673	0,753	0,956	0,786	0,897	0,656	1,005	1,052	0,635	1,369	0,495	0,614	
pac. 9	0,904	1,071	0,600	0,805	1,327	1,096	1,324	2,524	1,472	1,025	0,758	0,966	
pac. 10	0,448	0,896	0,949	0,650	0,577	0,970	0,879	1,067	0,944	1,398	1,006	0,952	
pac. 11	1,004	0,893	0,950	1,306	0,509	1,181	1,073	0,959	0,959	1,733	1,104	0,943	
pac. 12	0,650	0,524	1,182	0,351	0,441	0,817	0,975	0,863	1,307	0,989	1,054	0,791	
pac. 13	0,777	0,809	0,936	1,013	0,441	0,817	0,292	0,961	1,137	0,947	0,647	0,541	
pac. 14	0,479	0,684	0,768	0,832	0,731	0,875	0,746	0,995	0,719	0,704	0,634	0,848	

8. výdech přes střičku v sedě													
	PM sin.	PM dx.	RAD sin.	RAD dx.	RAH sin.	RAH dx.	MOEA sin.	MOEA dx.	MOIA sin.	MOIA dx.	SA sin.	SA dx.	
pac. 1	0,673	0,704	0,638	0,539	0,461	0,828	0,547	0,835	0,490	0,423	0,911	1,135	
pac. 2	0,836	0,853	0,865	1,013	1,105	1,000	1,198	1,223	1,715	0,980	0,907	0,554	
pac. 3	1,141	1,046	0,842	0,872	1,105	1,000	1,084	1,178	1,036	0,980	0,791	1,234	
pac. 4	1,425	1,605	1,096	1,024	1,471	1,446	0,879	1,291	1,219	1,369	0,657	0,732	
pac. 5	0,250	0,871	0,914	0,888	0,984	0,880	0,864	0,833	0,979	1,005	0,882	0,771	
pac. 6	0,681	0,471	0,569	0,941	0,706	0,646	0,887	0,911	0,832	1,064	0,697	0,634	
pac. 7	0,846	0,964	0,780	0,786	0,845	0,980	0,921	1,138	0,575	0,932	0,918	0,971	
pac. 8	0,658	0,534	0,972	0,786	0,877	0,572	1,049	1,181	0,658	1,641	0,606	0,737	
pac. 9	1,190	1,156	0,447	0,708	1,338	1,058	1,148	0,798	0,990	1,111	0,828	1,039	
pac. 10	0,487	0,835	0,936	0,630	0,491	0,860	0,949	1,189	0,976	1,534	1,164	1,077	
pac. 11	0,991	1,083	1,416	1,167	1,400	3,908	1,446	0,910	1,296	2,211	1,231	0,988	
pac. 12	0,792	0,709	1,992	0,557	1,400	3,908	1,212	1,370	2,562	1,685	1,326	1,150	
pac. 13	0,754	0,752	0,826	0,910	0,474	0,927	0,341	0,796	1,222	0,958	0,650	0,502	
pac. 14	0,520	0,774	0,995	1,033	0,812	0,879	1,414	1,391	0,893	0,975	0,933	1,917	

9. přerušovaný výdech "š-š-š" v sedě													
	PM sin.	PM dx.	RAD sin.	RAD dx.	RAH sin.	RAH dx.	MOEA sin.	MOEA dx.	MOIA sin.	MOIA dx.	SA sin.	SA dx.	
pac. 1	0,927	2,549	1,519	1,677	1,122	2,837	0,789	1,881	0,746	0,771	1,449	4,384	
pac. 2	0,807	1,023	0,859	1,385	1,066	0,983	0,853	1,230	0,997	0,956	1,088	0,695	
pac. 3	1,071	1,092	0,803	0,986	0,702	0,792	1,096	1,170	1,206	1,106	1,008	1,292	
pac. 4	0,606	0,531	0,863	0,970	1,160	1,108	0,688	1,224	1,206	1,106	0,780	0,813	
pac. 5	0,224	0,852	1,157	1,353	0,754	0,691	1,034	0,828	0,839	0,953	1,207	0,768	
pac. 6	0,763	0,516	0,553	0,978	0,982	1,095	1,037	1,242	0,687	1,259	0,691	0,578	
pac. 7	0,804	0,706	0,983	0,909	0,821	0,593	1,072	1,078	0,626	1,636	1,185	1,583	
pac. 8	0,654	0,708	1,090	0,909	1,306	1,039	1,087	0,851	1,129	1,182	0,721	1,199	
pac. 9	0,981	1,062	0,496	0,722	0,586	0,701	0,950	1,356	0,877	1,527	1,264	1,345	
pac. 10	0,468	0,778	0,965	0,586	0,439	0,701	1,084	0,743	1,007	1,944	1,511	0,895	
pac. 11	1,151	1,388	0,949	1,127	0,751	1,872	0,904	0,868	1,645	1,092	1,104	0,979	
pac. 12	0,784	0,616	1,485	0,358	0,538	0,934	0,631	1,203	1,490	1,189	0,671	0,627	
pac. 13	0,800	0,865	0,918	0,882	0,693	0,886	0,777	1,077	0,754	0,801	0,693	1,217	
pac. 14	0,491	0,755	0,833	0,850									

10. výdech přes ústní brzdou "c" v sedě													
	PM sin.	PM dx.	RAD sin.	RAD dx.	RAH sin.	RAH dx.	MOEA sin.	MOEA dx.	MOIA sin.	MOIA dx.	SA sin.	SA dx.	
pac. 1	0,852	2,563	0,693	0,609	0,582	1,031	0,535	0,887	0,388	1,452	1,332	1,971	
pac. 2	0,748	0,963	0,801	0,916	0,952	0,976	0,874	0,915	0,925	0,849	0,799	0,533	
pac. 3	0,995	1,141	0,800	0,881	0,708	0,773	0,994	1,046	0,911	0,965	0,872	0,940	
pac. 4	0,583	0,471	0,835	0,949	1,334	1,026	0,750	0,985	1,091	0,965	0,678	0,553	
pac. 5	0,246	1,076	1,011	0,983	0,754	0,702	1,214	0,822	1,392	1,419	1,190	0,888	
pac. 6	0,768	0,577	0,619	0,829	0,885	0,959	0,970	0,846	0,570	0,889	0,653	0,552	
pac. 7	0,850	0,780	0,766	0,845	0,833	0,630	0,815	1,000	0,539	0,851	0,929	0,990	
pac. 8	0,584	0,731	1,006	0,845	1,245	1,030	0,977	1,207	0,582	1,687	0,686	0,664	
pac. 9	1,003	1,030	0,453	0,709	0,580	0,699	0,976	0,886	0,920	1,095	0,697	0,993	
pac. 10	0,660	0,776	0,708	0,722			1,012	1,205	0,943	1,774	1,330	1,343	
pac. 11	1,567	1,549	1,079	1,677	0,637	1,651	1,054	1,147	1,042	1,804	1,270	1,497	
pac. 12	0,750	0,665	1,220	1,033	0,536	1,074	0,825	0,807	1,328	0,983	0,929	0,823	
pac. 13	0,792	0,892	0,813	0,936	0,727	0,889	0,439	1,374	1,190	1,022	0,623	0,579	
pac. 14	0,533	0,913	0,814	0,887			0,845	1,127	0,748	0,842	0,676	1,173	

Příl. 2 Informovaný souhlas pacienta

POUČENÍ A SOUHLAS PACIENTA

Fakultní nemocnice Olomouc

Oddělení kardiochirurgie

I.P. Pavlova 185

Olomouc 779 00

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Tř. Svobody 8

Olomouc 771 11

Pacient/ka souhlasí s provedením elektromyografického vyšetření, jehož výsledky budou dále zpracovány v diplomové práci s názvem „*SEMG analýza synergií břišních svalů v relaci k respirační fyzioterapii na ICU*“, kterou zpracovává Bc. Kateřina Čapková pod vedením Mgr. Anny Zelené.

Byl/a jsem seznámen/a s průběhem vyšetření a souhlasím s jeho provedením. Souhlasím též s nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném a anonymním použití získaných údajů s respektováním ochrany osobních dat.

V Olomouci dne.....

Podpis