

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Katedra biomedicíny

Pavel Kolář

**Analýza zobrazení pohybu bránice
magnetickou rezonancí
v kombinaci se spirometrickým vyšetřením**

Disertační práce

Praha 2009

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval prof. MUDr. Jiřímu Neuwirthovi, CSc., ing. Janu Šandovi, MUDr. Martinu Kynčlovi a ing. Janu Krásenskému, kteří se podíleli na vzniku metodiky měření a analýzy funkce bránice pomocí dynamických obrazů magnetické rezonance a umožnili mi, že jsem měření v tak velkém rozsahu mohl provádět. Dále děkuji MUDr. Janu Šulcovi, ing. Jiřímu Volejníkovi a ing. Jaroslavu Kůrkovi, kteří mi pomohli s měřením, technickým řešením a zpracováním spirografického měření v magnetické rezonanci. Za konzultace děkuji také MUDr. Ivanu Vařekovi a MUDr. Radmilu Dvořákovi. Za důležité rady a četné konzultace v průběhu celého postgraduálního studia děkuji svému školiteli prof. MUDr. Miloslavmu Kučerovi, DrSc.

OBSAH

ÚVOD.....	5
1 Teoretická část.....	7
1.1 Funkční anatomie bránice	7
Inervace bránice	10
Cévní zásobení bránice	10
Ontogeneze bránice.....	11
1.2 Řízení respirace.....	12
1.3 Kineziologie bránice	12
Hrudní koš.....	15
1.4 Dechová a posturální funkce bránice.....	15
1.4.1 Dechová funkce bránice.....	17
Úloha bránice při fyziologickém dechovém cyklu	17
Další dýchací svaly	19
Dechové odpory	20
1.4.2 Posturální funkce bránice.....	22
Postura – vymezení pojmu.....	22
Postura a funkce bránice	24
1.5 Možnosti funkčního vyšetření bránice, resp. respiračních svalů	26
1.5.1 Vyšetření síly respiračního svalstva	26
1.5.2 Stanovení práce svalů hrudního koše (Campbellův graf).....	27
1.5.3 Podíl hrudního koše a bránice na změnách dechového objemu (Konnův-Meadův a Macklemův graf)	30
1.5.4 Vytrvalost bránice	30
1.5.5 Graf elektromechanické účinnosti bránice (E_{di}/P_{di} křivka)	31
2 Cíl práce.....	32
3 Soubor a metodika.....	33
3.1 Soubor	33
3.2 Metodika	33
3.2.1 Metodika MR vyšetření	34
3.2.2 Analýza pohybu bránice na obrazech MR	35

3.2.3	Metodika spirografického záznamu	40
3.2.4	Metodika funkčního vyšetření plic (spirometrického vyšetření) a vyšetření funkce respiračního svalstva.....	40
3.2.5	Synchronizace spirografického záznamu a dynamické sekvence MR obrazů.....	42
3.2.6	EMG vyšetření	43
3.2.7	Statistika.....	43
4	Výsledky	44
4.1	Funkce bránice při klidovém dýchání a za posturální aktivity během dýchání	44
4.1.1	Tlak horních a dolních končetin proti odporu při klidovém dýchání	44
	Shrnutí nálezu	46
4.1.2	Posturální aktivita bránice – tlak horních končetin proti odporu během dýchání	46
	Shrnutí nálezu	49
4.1.3	Posturální aktivita bránice – tlak dolních končetin do flexe proti odporu během dýchání	49
	Shrnutí nálezu	51
4.2	Srovnání pohybu bránice při klidovém dýchání a za posturální aktivity při zadržném dechu	51
4.2.1	Tlak horních končetin proti odporu při zadržném dechu	51
	Shrnutí nálezu	53
4.2.2	Tlak dolních končetin proti odporu při zadržném dechu	54
	Shrnutí nálezu	55
4.3	Korelace výsledků MR a spirometrických funkcí	56
	Shrnutí.....	56
4.4	Výsledky EMG vyšetření.....	58
	DISKUSE	59
	ZÁVĚR	63
	POUŽITÁ LITERATURA	64
	SEZNAM PŘÍLOH.....	70
	PŘÍLOHY.....	71

ÚVOD

Bránice byla Hippokratem považována za centrum duševní činnosti. Oblasti bránice byla přisuzována funkce ovlivňování činnosti srdce ve smyslu jeho přizpůsobení hnutí mysli, emocím. Proto byla v těchto dobách nazývána phrenes (duše). Tento slovní základ je obsažen v adjektivech (např. nervus phrenicus) nebo ve složeninách s vzorcem phreno- či phrenico-, a to jak v latinské, tak anglosaské literatuře. Ve fylogenetické řadě se bránice, resp. útvary podobné bránici, objevují od dýchajících obratlovců, tj. obojživelníků, ovšem nevyskytují se u všech druhů a také nebývají vždy navzájem podobné. Až u savců se bránice jak strukturou a vývojem, tak základní funkcí blíží bránici lidské. I když ve vědeckém světě došlo k značnému posunu v pohledu na funkci bránice, neznamená to, že všechny funkční souvislosti činnosti bránice jsou dnes beze zbytku jasné. Při podrobném studiu se ukazuje, že mechanické efekty funkce bránice, její vztahy k celé řadě tkání, orgánů a systémů jsou podstatně složitější, než se původně předpokládalo, a mnohé jsou hlouběji chápány až v poslední době. Při popisu funkce bránice se nelze obejít bez znalosti její kooperace s dalšími částmi pohybového systému v jejím bezprostředním sousedství, ale i s částmi vzdálenějšími.

Biomechanika a řízení funkce bránice je velmi rozsáhlá a významná. Zasahuje do řady lékařských oborů – pneumologie, rehabilitace, hrudní chirurgie, anesteziologie, gastroenterologie, neurologie, otorinolaryngologie.

V této práci jsem se zaměřil na hodnocení dechové a posturální funkce bránice, resp. na jejich vzájemnou souvislost.

Posturální funkci bránice věnujeme pozornost z důvodu jejího podílu na zpevnění páteře (zvýšením nitrobřišního a nitrohruďního tlaku) proti působení zevních sil.

Bránice a další svaly stěny břišní dutiny mají během zátěžových aktivit zásadní vliv na postavení a zatížení bederní páteře a pánve. Poruchu v souhře těchto svalů považujeme za jeden z nejčastějších etiopatogenetických faktorů u vertebrogenních poruch.

Klinické zkušenosti ukazují, že u jedinců s insuficiencí funkce bránice při zpevnění těla, tj. při její oslabené a chybně koordinované aktivitě během posturální aktivity, dochází k přetížení páteřních segmentů vlivem nadměrné aktivity povrchových extenzorů páteře, které tuto nedostatečnost musí kompenzovat (příloha č. 2 a 3). Cíleným ovlivněním této koordinační souhry dosahujeme u pacientů s vertebrogenními poruchami značného terapeutického efektu (příloha č. 3).

Vlastní výzkumnou část práce tvoří analýza funkce bránice pomocí dynamických obrazů magnetické rezonance (MR) v průběhu respirace a během její funkce posturální, tj. činnosti nezávislé na respiraci. Vyšetření funkce bránice pomocí MR bylo synchronizováno se spirometrickým záznamem (příloha č. 1). U sledovaných jedinců bylo dále provedeno vyšetření spiromet-

rické, které bylo doplněno vyšetřením síly respiračních svalů a hodnocením elektromyografické (EMG) aktivity bránice.

Mezi prvními se zobrazováním bránice pomocí magnetické rezonance zabývali Gierada, Curtin a spol. (1995), kteří prokázali, že MR může být použita ke spolehlivému zobrazení pohybů bránice. Kondo, Kobayashi a spol. (2000) současně s MR zobrazením bránice ve všech třech rovinách u zdravých dobrovolníků měřili ventilaci pneumotachometrem při klidovém a maximálním hlubokém dýchání. Cluzel, Similowski a spol. (2000) sledovali pomocí trojrozměrné rekonstrukce MR obrazů strukturálně-funkční charakteristiky mechaniky hrudníku. Bránici lze spolehlivě zobrazit i na otevřených MR přístrojích s nízkým magnetickým polem. Např. Takazakura, Takahashi a spol. (2004) vyšetřovali bránice zdravých probandů na otevřeném vertikálním MR přístroji 0,5 T vleže a vsedě a analyzovali exkurze (zdvihy) bránice v sagitální rovině; autoři prokázali, že vsedě byly exkurze bránice větší, a to zvláště v zadní části bránice. Chu, Li a spol. (2006) hodnotili u dospělých pacientů s idiopatickou skoliózou a zdravých kontrol plicní objemy a pohyby bránice na MR. Autoři zjistili, že u pacientů s těžkou skoliózou byly pohyby bránice při nádechu a výdechu snižené, stejně tak i objemy plic. Funkci bránice při posturální stabilizaci pomocí MR zkoumali Miyamoto, Shimizu a spol. (2002). Autoři na MR obrazech (v sagitální rovině) srovnávali změnu tvaru a obsahu bránice při a bez použití speciálního břišního pásu v klidu, při plném nádechu a při Valsalvově manévru. Podobnou metodiku měření rozsahu pohybu bránice použil Takazakura se svými spolupracovníky. Výsledky práce publikoval ve formě abstraktu v roce 2007. Sledoval nemocné po resekci plic s cílem posoudit, jaký vliv má operace na změny rozsahu pohybu bránice. Podobně Kiryu a Loring a spol. (2006) sledovali pomocí magnetické rezonance u zdravých dobrovolníků rozdílný pohyb pravé a levé části bránice během klidového, ale maximálního dýchání v různých tělesných polohách.

Některé práce byly zaměřeny též na sledování pohybu bránice pomocí MR u onemocnění plic či po operaci plic (Iwasawa, 2002; Etlik, 2004; Unal, 2000; Suga, 1999). Práce prokazující posturální aktivitu bránice pomocí magnetické rezonance a elektromyografického vyšetření v kombinaci se spirometrickým vyšetřením nebyla dosud publikována.

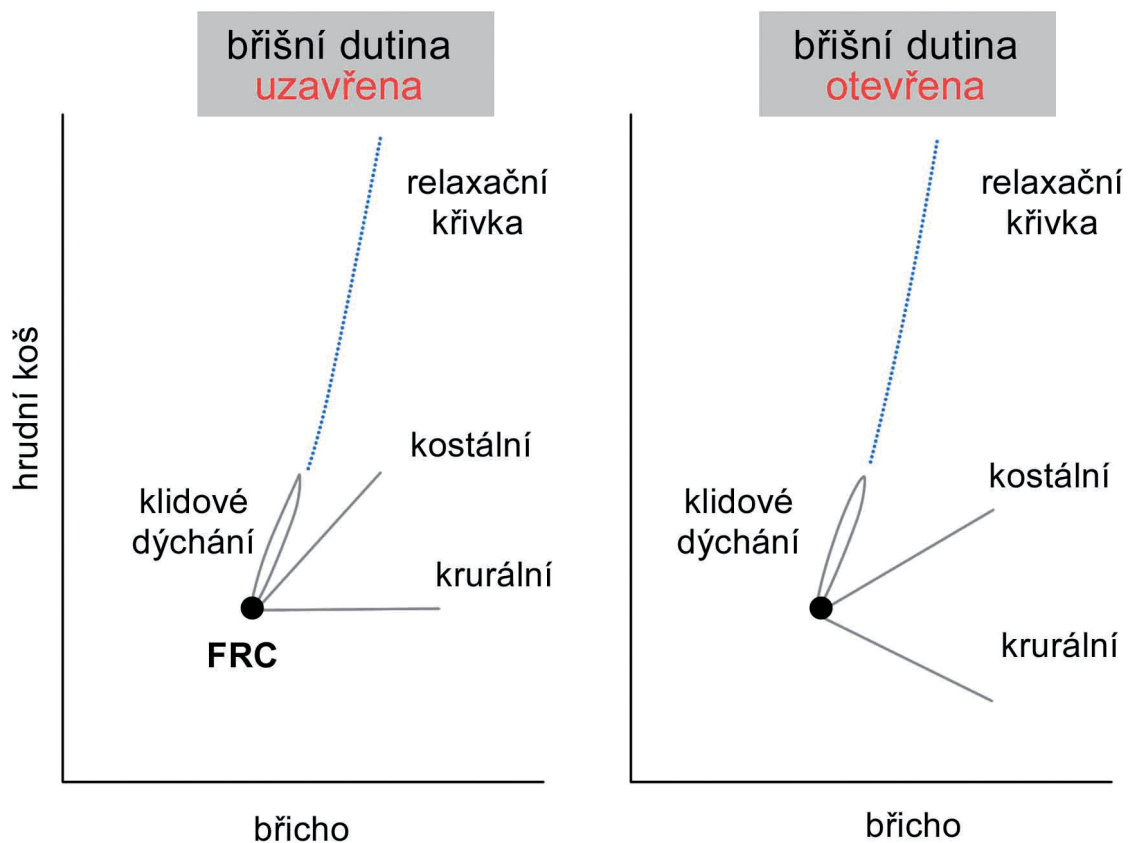
1 Teoretická část

1.1 Funkční anatomie bránice

Bránice se upíná na dolní žebra, dolní část sternu a bederní obratle. Svalová část bránice má dvě hlavní části, kostální a krurální, s různým embryonálním původem, které jsou tvořeny různým typem vláken a částečně mají i jiný vliv na hrudní koš a různý účel aktivity např. při zvracení a říhání, kdy kostální vlákna jsou aktivní, zatímco krurální vlákna v okolí ezofagu jsou bez aktivity. Rozdílné mechanické působení krurálních a kostálních vláken bránice na stěnu hrudního koše, jak je dokumentovali J. C. Briscoe a G. Briscoe (Briscoe, Briscoe 1920, cit. in Troyer, Loring, 1986) již v roce 1920, je zjevné již z jejich anatomického uložení. Nelze ovšem opomenout, že napětí svalových vláken jedné části bránice se přenáší i na části další a bránice tak vůči tlakovým poměrům hrudní a břišní dutiny funguje vždy jako jeden celek. Obě popsané části při své kontrakci snižují intrapleurální a zvyšují intraabdominální tlak. Vlákna kostální části bránice jsou zapojena paralelně s vlákny interkostálních svalů. Jde převážně o rychlá vlákna (typ II), která při kontrakci vzájemně přibližují centrum tendineum a dolní žebra. Vlákna krurální části jsou s vlákny interkostálních svalů zapojena sériově. Jde o převážně pomalá vlákna (typ I), která pouze stahují centrum tendineum kaudálně, pohyb žeber přímo nezpůsobují.

Kontrakce krurální části, stejně jako kontrakce vláken kostální části, snižuje intrapleurální tlak a zvyšuje intraabdominální tlak (Troyer, Loring, 1986). Pokud ale odpor obsahu břišní dutiny nezamezí poklesu centrum tendineum na úroveň úponů bránice na žebra, dochází aktivitou krurální částí ke vtahování dolních žeber (obr. 1). Tato inverze svalové funkce bránice byla pozorována při laparotomii, resp. eviseraci u pokusných zvířat. Obdobně byla pozorována u zajíců a psů při elektrické stimulaci n. phrenicus na konci nádechu (Troyer, Loring, 1986).

Vazivovou část bránice tvoří centrum tendineum (vzniká ze septum transversum) a malé úseky v postranních partiích, pocházející z pleuroperitoneální membrány. Porucha vývoje této vazivové části bránice vede k jednomu typu brániční hernie.



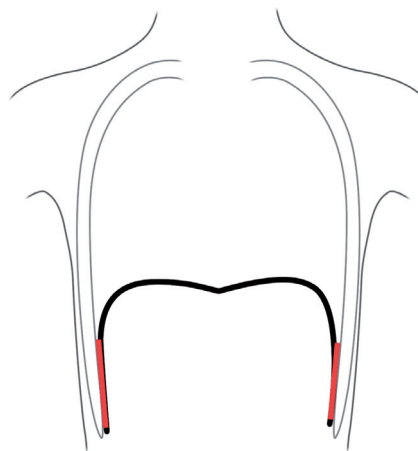
Obr. 1. Aktivita krurální části bránice při oploštění (punctum fixum na žebrech) a při vtahování žeber (punctum fixum na centrum tendineum)

U 95 % zdravých dospělých je levá polovina bránice na předozadním rtg snímku při maximálním inspiriu na úrovni předního konce 5. žebra či 6. mezižebří, pouze u 5 % je na úrovni 7. žebra či níže (Pride et al., 2002). Pravá polovina bránice je většinou výše postavená než levá, pouze u asi 10 % jsou obě poloviny na stejné úrovni či levá výše. U žen je pravá polovina bránice výše než u mužů, výše je postavena také u jedinců se silnější konstitucí a u starších 40 let (Pride et al., 2002). Příčina asymetrie kupolí bránice je nejasná. Kromě vlivu srdce ji většina autorů vysvětluje uložením jater v pravé klenbě, nabízí se však otázka, proč relativně velká játra zavěšená ve stoji na bránici prostřednictvím ligamentum falciforme nemají právě opačný efekt. Ani korelace s dominancí končetin nepřinesla vysvětlení. Skládal pozoroval radioskopicky úhel spojnice vrcholů pravé a levé kupole s horizontálou kolem 10 až 20 st. Tento úhel se zmenšuje za inspirace a dochází k horizontalizaci uvedené spojnice (Skládal, 1976). Na vrcholu klidného inspiria poklesá vrchol bránice o 1 cm, při hlubokém nádechu až o 3 cm (Žlábek, 1972; Janda, 1966), jiní uvádějí až 7 cm (Ganong, 2005). Při odhadované ploše bránice dospělého (asi 300 cm²) a poklesu bránice kolem 1,5 cm při klidném dýchání

vychází dechový objem kolem 500 cm^3 , což odpovídá udávaným fyziologickým hodnotám. Jsou i další názory o pohybu bránice při dýchání, například Žlábek uvádí, že „při kontrakci bránice se oploští vyklenutí, a to po periferii, centrum tendineum svou polohu příliš nemění“ (Žlábek, 1948). Výška brániční kopule, měřená na předozadním rtg snímku jako kolmice na spojnici vrcholu vertebrodiaphragmatického a kostodiaphragmatického úhlu, je normálně nejméně 1,5 cm. Významnou součástí kostální bránice je tzv. zone of apposition, představovaná plochou jejího kontaktu s hrudní stěnou. Tato velikost se během dechového cyklu mění.

Při oboustranné paréze n. phrenicus jsou obě poloviny bránice postaveny výše. Pacienti s tímto postižením mohou částečně ventilovat pomocí aktivní expirace nad úroveň klidového postavení, za kterou následuje pasivní inspirium. To je provázeno poklesem bránice, přinejmenším během začátku tohoto pasivního inspiria. To může vést k chybným závěrům při skiaskopickém vyšetření. Výrazný je naopak rozdíl při úplné jednostranné paréze, kdy je možné skiaskopicky pozorovat při nádechu paradoxní kraniální pohyb postižené poloviny, což lze dobře zvýraznit např. „šňupacím“ testem. I u normální bránice je ale pohyb obou polovin lehce asynchronní.

Při závažných onemocněních se brániční kopule oplošťuje až invertuje, takže zaniká „zone of apposition“ (obr. 2) a je možné pozorovat úpony na dolních žebrech (Pride et al., 2002). Zánik „zone of apposition“ při maximálním inspiriu byl potvrzen i vyšetřením pomocí MR při poloze v lehu na zádech. Zároveň bylo potvrzeno, že celková plocha bránice klesá s rostoucím objemem plic, ale nerovnoměrně. Zatímco plocha svalové části se při kontrakci z reziduálního objemu (RV) do celkové plicní kapacity (TLC) zmenšuje o 55%, plocha brániční kupole se naopak zvětšuje o 37%. Objem pod brániční kupolí se při inspiriu z RV do TLC zmenšuje o 66%, objem hrudního koše se zvětšuje o 23%. Zmenšení prostoru pod brániční kupolí přispívá asi 60% inspirační kapacity (při vyšetření MR v lehu na zádech) (Cluzel et al., 2000). Další 40% je zřejmě zajištěno posunem obsahu břišní dutiny ventrálně.



Obr. 2. Oploštění až inverze brániční kopule

Inervace bránice

Nervové zásobení bránice je výlučně zajištěno párovým nervus phrenicus. Nervus phrenicus vychází z plexus cervicalis, který vzniká propojením a výměnou vláken ventrálních větví (rami ventrales) C1–C4. Žádná studie zatím neprokázala jiný zdroj nervového zásobení bránice. Nervus phrenicus vychází z kaudální části plexus cervicalis a je tvořen axony z třetího, z čtvrtého a částečně i z pátého krční segmentu. Za hlavní inervační oblast je považován segment C4. Brániční nerv obsahuje převážně motorická vlákna s malou příměsí vláken senzitivních. V bránici se n. phrenicus rozděluje na tři hlavní větve, které sledují členění svalových vláken bránice na ventrální sternální, laterální kostální a dorzální rurální část. Část vláken proniká skrz bránici (vpravo ve foramen venae cavae inferior, vlevo skrz hiatus oesophageus) a v subfrenickém prostoru se spojují s vegetativními vlákny plexus phrenicus, resp. plexus hepaticus či plexus gastricus superior. Jsou popsány i větévky k peritoneu, játrům a přední stěně břišní. Vedle popsané inervace existují ve 20% samostatné nn. phrenici accessorii z kaudálnějších cervikálních segmentů (Benninghoff, 1944). To má význam především u pacientů s míšní lézí.

Během prvních týdnů po denervaci (vysoká léze krční míchy C1–C2 či střední léze C3–C5) dochází k hypertrofii svalových vláken typu I (pomalá, vytrvalostní vlákna) a transformaci svalových vláken typu II (rychlá) na typ I. Po 4. týdnu ale dochází ke svalové atrofii a převaze vláken typu II. Dochází také ke změnám neuromuskulárních junkcí u vláken typu IIb/c se zvýšením počtu pre- i postsynaptických větví a zvětšení plochy junkcí. To může vysvětlit obnovu brániční funkce pozorovanou u ¼ pacientů s lézí na úrovni C4 a výše během 40 dnů po úrazu. Atrofickým změnám lze zabránit stimulací n. phrenicus (nutná thorakotomie), z hlediska operačního přístupu a možných komplikací se ale jako vhodnější jeví přímá stimulace bránice laparoskopicky umístěnými elektrodami (Laghi et al., 2003).

Cévní zásobení bránice

Bránice je cévně zásobena několika tepnami. Těsně nad vstupem do hiatus aorticus je bránice zásobena z aorta thoracica, z které odstupují párové aa. phrenicae superiores (thoracicae), které postupují po pleurální ploše k její lumbální části. Tyto arterie jsou u člověka dobře vyvinuty a plní svou zásobovací funkci pouze v prenatálním a novorozeneckém období. Později obliterují a mění se ve vazivové pruhy.

Z ventrální plochy aorta abdominalis vystupuje arterie, která se dělí na dvě aa. phrenicae inferiores. Pravá arterie probíhá dorzálně za v. cava a levá dorzálně za jícnem. Obě arterie se rozdělují na tři terminální větve: větev ventrální, která zásobuje ventrální část bránice a anastomozuje s a. musculophrenica; větev dorzální, která anastomozuje s aa. intercostales posteriores zásobuje dorzální část bránice; a. suprarenalis superior, která má větévky pro bránici a pro nadledvinu.

Další arterií, která participuje na zásobení bránice, je a. musculophrenica a a. pericardiophrenica. Arteria musculophrenica je jednou ze dvou konečných větví a. thoracica interna, která má svůj počátek v odstupu konkávní strany a. subclavia a probíhá po dorzální ploše přední strany hrudníku asi 1 cm laterálně od okraje sterna kryta pleurou a m. transversus thoracis. Arteria musculophrenica běží subpleurálně po obvodu bránice, kde kromě bráničních cév z ní odstupují i lokální větévky pro interkostální svaly a přilehlé oddíly břišních svalů. Arteria pericardiophrenica vystupuje z a. thoracica interna již na úrovni prvního žebra a probíhá společně s n. phrenicus. Z této arterie odstupují větévky pro perikard.

Žilní odtok krve z bránice zajišťují vv. phrenicae inferiores, které jdou společně se stejnojmennou arterií na spodní ploše bránice a ústí do dolní duté žíly.

Nodi phrenici na thorakální ploše bránice za processus xiphoideus, uzliny na abdominální ploše bránice v oblasti centrum tendineum při v. cava inferior a lymfatické kolektory těchto uzlin, které jdou parasternálně, resp. do mediastina, zajišťují lymfatickou drenáž.

Ontogeneze bránice

U lidského zárodku se základy bránice se konstituují v krční oblasti, zřejmě jako modifikace m. rectus abdominis (resp. jeho „krční části“ m. rectus cervicis). Mezenchymový základ ležící ve frontální rovině vzniká na úrovni 3.–4. okcipitálního prvosegmentu. Během dalšího vývoje sestupuje kaudálně a sklápí se dopředu a přijímá výběžky 3.–5. cervikálního myotomu (n. phrenicus) a také myoblasty thorakálních myotomů (nn. intercosales). Koncem 2. měsíce se dostává do definitivní pozice a leží téměř v transverzální rovině. Na vzniku krurální části se částečně podílí i dorzální jícnové mezenterium.

Bránice vznikla konvergentní fylogenezí a jde o strukturu typickou pro savce. U archosaurních plazů (krokodýli) se nachází zvláštní sval m. diaphragmaticus, upíná se na fascii obalující játra, která rozdělují tělní dutinu na pleurální a peritoneální část. Kontrakcí tohoto svalu jsou vnitřnosti stahovány kaudálně a zvětšuje se tak hrudní dutina a rozpínají plíce. Na vrcholu nádechu dochází ke zřetelné pauze, na rozdíl od člověka a ptáků. Uvedený sval není svým embryonálním původem homologní s bránicí savců, i když jeho zapojení je analogické funkci bránice. Mimo tento mechanismus se u krokodýlů významně uplatňuje ještě kostální a pánevní dýchání. Stydké kosti se nepodílí na tvorbě acetabula a jsou kloubně spojeny s kranální okrajem kostí kyčelních. Při nádechu rotují ventrálně a při expiriu dorzálně (Claessens, 2004, Brainerd, 1999).

1.2 Řízení respirace

Střídavá inspirace a expirace závisí na souhře několika skupin buněk v mozkovém kmeni. Zde byly nalezeny dvě skupiny nervových buněk, které jsou aktivní v průběhu respiračního cyklu. V jedné skupině jsou respirační neurony aktivní během inspirace – inspirační neurony a v další respirační neurony aktivní během expirace – expirační neurony. Mezi neurony probíhá vzájemná postsynaptická inhibice a excitace. Inspirační motoneurony jsou početnější a mnohotvárnější, představují určité „pacemakery“ se spontánní aktivitou, která přetrvává i při vyřazení vnějších podnětů (stejně jako srdeční uzly). Expirační motoneurony jsou méně významné. Funkce dechových center je z velké části autonomní, nicméně podléhají vlivům z vyšších center limbické, podkorové a korové úrovně (např. emoce, „předstartovní“ stres, Valsalvův manévr při maximálním zpevnění postury, synchronizace dechového cyklu s prováděním cíleného pohybu „chtěné“ změny jako krátkodobého zadržetí dechu při potápění, řízený výdech při dechových cvičeních atd.).

Mimo vyšší etáže jsou obě centra přímo ovlivňována stimuly z chemoceptorů karotid a aorty, mechanoceptorů plicní tkáně, chemoceptorů mozkových komor a kmene, popřípadě reagují na nespecifické stimuly nociceptorů a termoreceptorů či hormonů. Popsány jsou i zcela nespecifické reakce bránice, například na osvit oka (Skládal, 1976). Jednotlivé motorické jednotky inervované z n. phrenicus jsou lokalizovány vždy na ploše několika milimetrů a jednotlivá vlákna jsou v nich nepravidelně rozptýlena. Přestože se bránice vitálně uplatňuje až po narození, existují studie o epizodických pohybech bránice již prenatálně (Troyer, Loring, 1986).

Výrazný vliv na dýchání mají některé patologické stavy. Kussmaulovo acidotické dýchání při diabetickém kómatu, urémii nebo těžké respirační insuficienci je typicky hluboké, pravidelné, frekvence může být vyšší, ale i nižší. Cheyne-Stokesovo periodické dýchání vzniká při acidóze, srdečním selhání, pokročilé ateroskleróze mozku či jiném mozkovém postižení. Typické je pro ně cyklické prohlubování a zrychlování následným změlčováním zpomalováním s apnoickou pauzou, po které se cyklus opět opakuje. Benigní, ale časté je tzv. vzdychavé dýchání při neurocirkulační astenii či neuróze – občasné hluboké inspirium s hlasitým výdechem („ach jo“). Může být i projevem lehčí formy reaktivní deprese.

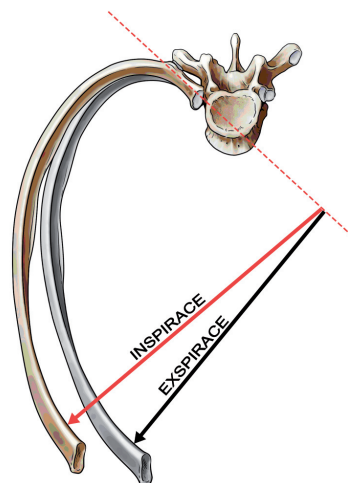
1.3 Kineziologie bránice

Pro dýchání a pro posturální (stabilizační) funkci má zásadní význam pohybová funkce hrudníku.

U funkce bránice se zjednodušeně dá říci, že za normálních podmínek pracuje v zásadě jako píst, ale tento pohled je třeba trochu rozšířit, neboť činnost bránice je výkonem o jednom a více stupních volnosti. Pokud bychom předpokládali při dýchání, resp. stabilizaci, pouze kraniokaudální pohyb bránice, tak bychom skutečně mohli hovořit o pístu. Této teorii by odpovídalo i prostorové uložení bránice, kdy v hrudní dutině směřují svalová vlákna laterálních a dorzálních částí téměř rovnoběžně s hrudní stěnou směrem vzhůru a svírají tak velmi ostrý kostodiafragmatický úhel. Tato tzv. zóna apozice je vybavena kontrakční schopností a šlašité centrum tendineum se nekontrahuje, ale posouvá se jako píst kaudálně. Pro teorii pístu je však třeba brát v úvahu, že během kontrakce bránice neprobíhá pouze pohyb o jednom stupni volnosti. To by předpokládalo neměnný statický hrudník, zatímco skutečný hrudník vykazuje při dýchání větší či menší změny, které jsou výsledkem jak aktivity samotné bránice, tak dalších svalových skupin, a jsou umožněny specifickou pohyblivostí skeletu i elasticitou měkkých tkání. Za těchto okolností se běžně sdružené pohyby jeví jako aktivity o více stupních volnosti (Dvořák, 2005).

Pohyby hrudníku jsou dvojí. Jednak jsou vázány na pohyby páteře a jednak probíhají v kostovertebrálních kloubech nezávisle na pohybu páteře. Klinické rozlišení těchto pohybů má zásadní význam pro vyhodnocení kvality dechových a stabilizačních funkcí. Jsou závislé na koordinaci při zapojení svalů. Při anteflexi páteře klesají žebra a mezižební prostory se zužují. Při napřímení páteře se celý děj obrací – hrudník se nastavuje kraniálně. Při rotaci hrudní páteře se pohybuje i hrudní koš.

Pro fyziologickou funkci pohybu hrudníku je podstatné, aby se hrudník pohyboval také nezávisle na pohybu hrudní páteře. Nebo také opačně, aby se segmenty hrudní páteře napřímily bez souhybu hrudníku (porucha této funkce má zásadní kineziologický, respektive patokineziologický význam). Tento pohyb je vázán na kostovertebrální skloubení, tj. na pohyb žeber (obr. 3).

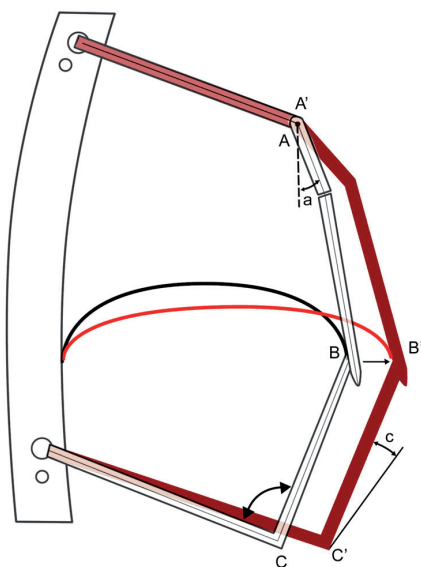


Obr. 3. Pohyby žeber v kostovertebrálních kloubech. S elevací těchto žeber se zvětšuje předozadní rozměr.

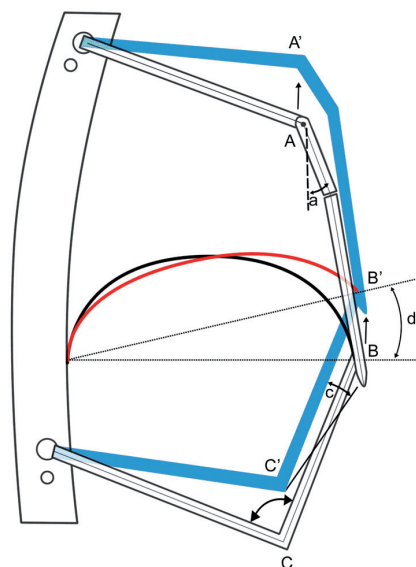
Pro pohyb žebber má zásadní význam jejich zakřivení. Žebra jsou zakřivena „trojím způsobem“:

- plošně na obvodu hrudníku;
- podle dolní hrany (žebro položené na hranu se podložky dotýká jen ve dvou místech);
- torzí žebra (zevní plocha žebra stojí vzadu svisle, vpředu je obrácena šikmo vzhůru a dopředu).

Žebra se při pohybech hrudníku během dýchání zdvihají a klesají kolem osy jdoucí ze středu hlavice žebra šikmo dorzolaterálně do kostotransverzálního kloubu. Obdobně se žebra pohybují při aktivaci svalstva během zpevnění trupu, tj. nezávisle na dýchání. Tím, že jsou žebra vpředu vazivově spojena s hrudní kostí, je jejich pohyb vždy spojen s pohybem hrudní kosti. Při fyziologickém pohybu se hrudní kost pohybuje především dopředu (obr. 4, 5), nikoliv kranálně, jak to vidíme u paradoxního typu dýchání. Při tomto pohybu se zapojují hlavní dechové svaly (bránice a mezižební svaly bez účasti auxiliárních dechových svalů). Dutina hrudní se při aktivaci bránice a mezižebních svalů zvětšuje dopředu a vlivem zakřivení žebber současně i do stran. Dýchací a stabilizační pohyby jsou malé v oblasti manubria a prvních žebber, největší jsou u nejdelších žebber (především 7. a 8. pár). Při předozadním pohybu sternu probíhá pohyb sternu ve sternoklavikulárním skloubení. Při dýchání a stabilizaci je během této pohybové exkurze aktivována bránice bez účasti auxiliárních nádechových svalů. Při nefyziologickém vertikálním pohybu sternu (hrudníku) probíhá při dýchání a během stabilizace pohyb v kloubu akromioklavikulárním.



Obr. 4. Sternum se při fyziologickém dýchání a náboru stabilizačních svalů pohybuje ventrálně



Obr. 5. Za patologické situace se hrudník jak při dýchání, tak během stabilizace zvedá a nerozšiřuje se v předozadním směru

Hrudní koš

Ženy mají menší zakřivení žeber v poměru k výšce než muži a žebra jsou více skloněná, což relativně umožňuje větší rozšíření hrudníku při nádechu. Jde zřejmě o rezervu využívanou při zvětšení obsahu břišní dutiny v těhotenství (Bellemare et al., 2003).

Při dýchacích pohybech dochází ke změnám objemu a tvaru hrudního koše (obr. 6) a břišní dutiny. Např. při klidovém dýchání způsobuje samotná kontrakce bránice výraznější pohyb břišní stěny než hrudního koše a převahu anteroposteriorního pohybu v dolní části hrudního koše nad horní částí. Zvýšené inspirační úsilí vyvinuté krčními svaly může způsobit, že plocha průřezu dolní části hrudního koše bude mít více eliptický tvar.

Biomechanicky lze hrudní koš velmi zjednodušeně charakterizovat jako tuhou konstrukci s jedním stupněm volnosti, nicméně díky kostovertebrálním a kostosternálním skloubením dochází během dechového cyklu k jeho deformaci. K udržení tvaru hrudního koše a dosažení maximálních objemových změn hrudní dutiny je nutná koordinovaná aktivita svalstva, při poruše funkce a/nebo parézách svalů dochází k patologickým změnám tvaru i dynamiky změn tvaru hrudního koše během dechového cyklu. Typickým patologickým pohybem hrudního koše je vnitřní pohyb laterální plochy hrudní stěny během nádechu u pacientů s těžkou chronickou obstrukční plicní nemocí (CHOPN) – tzv. Hooverův příznak. Tento paradoxní pohyb je nejvýraznější v okamžiku maximálního intrapleurálního podtlaku a transdiaphragmatického tlaku. Způsoben je zřejmě spíše výraznějším intrapleurálním podtlakem při zvýšeném odporu dýchacích cest než přímým tahem více oploštělé bránice za dolní žebra (Laghi et al., 2003). Další typickou deformitou je Harrisonova rýha, popsána původně u dětí s křivicí. Zesílené chrupavky II.–VII. žebra tvoří „křivichný růženec“, naopak oslabená žebra se propadají dovnitř, takže vznikají rýhy běžící kaudálně a laterálně po obou stranách sternu, které je vytlačeno dopředu, takže se zvětšuje předozadní průměr hrudníku. Propadnutí VIII. žebra brání játra, slezina a žaludek, což spolu s distenzí břicha (pro křivicí typické) vede ke vzniku transverzální rýhy nad dolním žeberním obloukem. Propadlý hrudník a zvětšené břicho dávají trupu hruškovitý tvar. Harrisonova rýha bývá také popisována u dětí s těžkým bronchiálním astmatem, za příčinu je označován silný tah úponů bránice, stejně jako u dětí se stenózou hratanu či jinou těžkou dyspnoí. Obdobný nálezný bývá popisován i u dětí s poruchou motorického vývoje při dětské mozkové obrně.

1.4 Dechová a posturální funkce bránice

Bránice je příčně pruhovaný sval, a proto její funkce musí vždy souviset s kontrakcí jejích vláken, případně má pasivní význam stěny tělesných dutin.

Díky prostorovému uspořádání bránice kontrakce diafragmatických svalových vláken vyvolává zvětšení objemu a tím podtlak v dutině hrudní. Snížení napětí stěny bránice vede k opačnému ději. Tím je dán fyzikální podklad mechaniky dýchání. Bránice je tedy obecně považována za hlavní dechový sval a v této funkci je také zobrazována a terapeuticky ovlivňována. Jako hlavní motor proudění vzduchu v dýchacích cestách má bránice vztah také k dějům ochranným, které jsou odvozeny od prostého dýchání. Jedná se o kašel či kýchání, tedy o funkce, které jsou více či méně podmíněny reflexně. V obou případech jde o explozivní stah dýchacích svalů při podráždění dýchacích cest – v případě kašle dolních, v případě kýchání horních – který po náhlém otevření epiglottis prudce vypuzuje vzduch ven z plic. Proud vzduchu unáší z dýchacích cest případný (patologický) obsah. Na rozdíl od této dosti hrubé koordinace je sladění motoriky bránice se svaly hrtanu základem fonace a cílené učení ovládnutí funkce bránice je kromě jiných respiračních svalů v centru zájmu zpěváků, herců a řečníků. Balbuties je naopak výrazem porušené koordinace funkce svalů zúčastněných na fonaci.

Vedle dechové funkce je zcela zásadní její funkce posturální, která je spojena se zvýšením transdiafragmatického tlaku. Předpokládá se, že aktivita bránice, resp. zvýšení transdiafragmatického tlaku je spojeno s každým pohybem těla a končetin náročným na silové působení – zvednutí břemene, držení břemene, odrazové úsilí, působení končetiny proti odporu (Kolář, 2006). DePalo a spol. (2004) zjistili, že nerespirační cvičení (ve svém pokusu využili sedy-lehy a cvičení bicepsu proti odporu) posilují nejen svaly, které provádějí vlastní pohyb, ale posilují také inspirační, a dokonce i expirační svaly, což se projevuje nárůstem trofiky bránice. S tím koresponduje zjištění Al-Bilbeisiho a McCoola (2000), kteří prokázali, že vzpěrači jsou schopni vyvinout větší inspirační tlak a mají výraznější trofiku bránice než kontrolní skupina jedinců. Na základě vlastních klinických zkušeností pozorujeme, že u jedinců s oslabenou funkcí bránice při zpevnění těla, tj. při nedostatečné a chybně koordinované aktivaci během zátěžových aktivit, dochází k přetížení páteřních segmentů vlivem nadměrné aktivity povrchových extenzorů páteře, které tuto nedostatečnost musí kompenzovat. Jedná se o významný etiopatogenetický faktor bolestí zad.

Mimo respirační a posturální efekt mají změny intrapulmonálního a intraabdominálního tlaku související s činností bránice i další nezanedbatelné důsledky.

Vzhledem k tomu, že se tlak v dutině hrudní přenáší i na uvnitř umístěné tenkostěnné orgány, můžeme pozorovat při nárůstu intrathorakálního tlaku zvýšení krevního tlaku v aortě a současně stlačením vén se snižuje žilní návrat a srdeční výdej. Při poklesu tlaku v dutině hrudní dochází k opačným jevům. Ovlivňuje se tak krevní tlak a frekvence srdeční akce (Ganong, 2005). Deprese bránice ve spolupráci s ostatními svaly stěny břišní vede k nárůstu nitrobřišního tlaku, tzv. břišnímu lisu, kterému podléhají všechny tkáně uvnitř dutiny břišní, pánevní i obsah dutých orgánů. Má rovněž cirkulační důsledky, mezi kterými se kromě tla-

kového ovlivnění průsvitu dolní duté žíly uvádí i rozšíření foramen venae cavae (Basmajian, 1967), zejména však má význam při defekaci, usilovné mikci a při porodní činnosti. Břišní lis a Valsalvův manévr jsou principiálně totožné děje nahlížené v prvním případě z hlediska tlaku v břišní dutině a ve druhém z hlediska tlaku v hrudní dutině.

Napětí svalových vláken obklopujících kaudální část ezofagu se podílí na jeho svěru a tím přispívá k jeho těsnému závěru. Příslušný okrsek bránice se tak může uplatnit jako sfinkter jícnu (Žlábek, 1972).

Ve své práci jsem se zaměřil především na funkci dechovou a posturální.

1.4.1 Dechová funkce bránice

Dýchání je považováno za hlavní funkci bránice. Odhaduje se, že na pohybu bránice závisí 75 % změny nitrohruďního prostoru při klidném dýchání (Ganong, 2005) a činnost samotné bránice je dostatečná k ventilaci 2/3 vitální kapacity plic (Wade 1954, cit. in Máček, 1968). Hlavní podíl bránice na dýchání je důvodem, proč je bránice považována po srdci za nejdůležitější sval.

Úloha bránice při fyziologickém dechovém cyklu

V první fázi nádechu je punctum fixum na žeberních, sternálních a krurálních úponech bránice, takže se centrum tendineum pohybuje kaudálně, čímž se zvětšuje objem hrudní dutiny a klesá interpleurální tlak a zvyšuje se tlak nitrobřišní. Pasivní nádech ale začíná ještě před kontrakcí bránice. Aktivita expiračních svalů na konci předchozího výdechu aktivně zmenší inspirační rezervní objem (IRV), přičemž se část práce těchto svalů „uloží“ jako elastická energie ve strukturách hrudníku a břicha. Při relaxaci expiračních svalů (především m. transversus abdominis) se tato energie uvolní a způsobí pokles intrathorakálního tlaku ještě před aktivací bránice. Aktivní kontrakce expiračních svalů na konci výdechu také protáhne vlákna bránice a změnou jejich charakteristiky délka-napětí zlepší podmínky pro následnou kontrakci bránice. Tento nepřímý inspirační příspěvek expiračních svalů ale nemohou využít pacienti s bronchiální obstrukcí, která ztěžuje především výdech, takže práce expiračních svalů je využita k překonání zvýšeného odporu (Laghi et al., 2003).

Obsah břišní dutiny je primárně nestlačitelný (mimo asi 100–300 ml vzduchu), takže při nádechu dochází k posunu orgánů dutiny břišní kaudálně a pohybu břišní stěny zevně. Patrné je to při laparoskopické operaci a s ní spojeným pneumoperitoneem (insuflace CO₂ se zvýšením intraabdominálního tlaku 10–12 mmHg) dochází k vzestupu P_{max} a celkového mechanického odporu dýchacího systému, naopak compliance klesá. Po návratu intraabdominálního tlaku k původním hodnotám se k normálu vrací i výše uvedené parametry (Bergesio

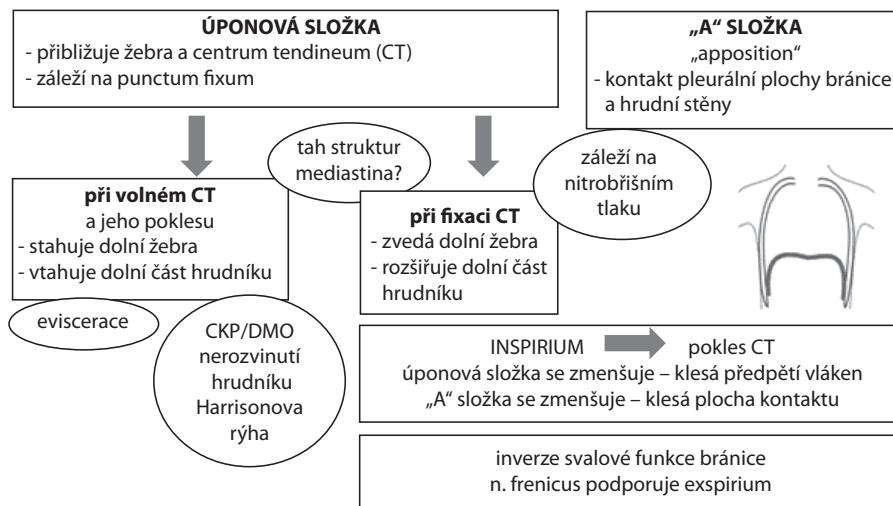
et al., 1999). Při klidném dýchání není při dostatečně pohyblivém hrudním koši nutné (výraznější) vyklenutí břicha (Troyer, Loring, 1986). Jiná je naopak situace např. u pokročilého stadia Bechtěrevovy choroby, kdy dochází k výraznému vyklenování břicha v inspiriu a minimálním či žádným pohybům hrudníku. V závislosti na rostoucím odporu obsahu břišní dutiny (a aktivitě svalů břišní stěny a pánevního dna) dojde po určité době k zastavení kaudálního pohybu bránice. Pokud i nadále trvá její kontrakční aktivita, nastává druhá fáze. V této fázi je již *punctum fixum* bránice na centrum tendineum a dolní žebra i se sternem se pohybují kraniálně, což vede k rozšíření dolní části hrudního koše především v laterolaterálním rozměru. Přes sternum se kraniální pohyb přenáší i na horní žebra, která jsou navíc zvedána aktivitou pomocných nádechových svalů, což vede k rozšíření horní části hrudního koše především v předozadním směru. Spojení kraniálního pohybu žeber s rozšířením hrudního koše je dáno anatomicky díky dvojímu skloubení s hrudními obratli – hlavičky žeber s obratlovým tělem žeberního hrbolku s příčným výběžkem. Osa pohybu, spojující tyto dva klouby, je u horních žeber blíže frontální rovině než u žeber dolních. Proto také dochází při zvedání horních žeber převážně k rozšíření hrudníku v předozadním směru, zatímco při zvedání dolních žeber převážně v laterolaterálním směru (Kapandji, 1985). Mechanismus působení bránice na dolní žebra, ve kterém mimo úpony kostání části hraje významnou úlohu tzv. *zone of apposition*, znázorňuje schéma na obr. 6.

Při vysokorychlostním předozadním rtg snímkování bylo zjištěno, že střední dechové exkurze bránice jsou u mužů přibližně 3,5 cm, u žen asi o 0,5 cm nižší, pravá strana se obvykle pohybuje výrazněji (Pride et al., 2002).

U tetraparézy dochází zpočátku k rychlému rozpínání dolní části a pomalejšímu rozpínání horní části hrudního koše. Ke konci nádechu je prudké rozpínání horní části, dolní část se naopak lehce zmenšuje. Na začátku výdechu se rychle smršťuje horní část, ke konci výdechu se stahuje především dolní část hrudního koše.

Příčná míšní léze těsně pod odstupem n. phrenicus vede k ochrnutí všech příčně pruhovaných svalů inervovaných z míšních kořenů odstupujících pod úrovní léze. Jako jediný dýchací sval lze využít pouze bránici, která je schopna zajistit dostatečnou plicní ventilaci. Klesá ovšem rezerva pracovní kapacity svalů a spolu s kinetikou se mění i kinematika hrudního koše. U pacientů s kvadruparézou lze také dobře demonstrovat, jak se dechové pohyby hrudního koše mění s polohou. Při bolestivém postižení pleury se pacient snaží omezit pleurální tření fixací postižené strany, např. tím, že si na ni lehne. Naopak oboustranná paréza bránice je život ohrožující stav a je důvodem k okamžitému zahájení umělé plicní ventilace. Periferní obrna bránice a mezižeberních dýchacích svalů byla v minulosti typická pro poliomyelitidu. Projevuje se rychlým a pravidelným dýcháním, které je ale povrchní bez pohybu nosních křídel. Pacient si pomáhá intenzivním zapojením pomocných svalů, pokud

ovšem nedošlo i k obrně ramenních pletenců. Pohyby hrudníku jsou nesouměrné, hrudník se nerozšiřuje (nebo jen minimálně), epigastrium při inspiriu se nevyklenuje, spíše propadá (nedochází totiž ke zvýšení intraabdominálního tlaku). Při přidržení hrudníku v hlubokém inspiriu se epigastrium vyklene. Pacient nedokáže zadržet dech, nemůže kýchat, nedokáže počítat „jedním dechem“. Po určitou mezenou dobu je možné využít tzv. glosofaryngeální dýchání („žabí“), pokud je pacient zvládne. Spočívá ve vtačování vzduchu do plic jazykem a polykacími svaly. Praktický význam má jako nácvik u pacientů s částečnou či odeznívající poruchou funkce primárních dýchacích svalů (obrnů). S jeho pomocí lze překonat dýchací obtíže hodinu i více, má však hlavně psychologický efekt – omezení fixace na respirátor (Obřada, Karpíšek, 1971).



Obr. 6. Mechanismus působení bránice na dolní žebra

Další dýchací svaly

Různí autoři se na základě různých studií liší v údajích, které svaly považovat za primárně respirační a které pouze za pomocné či příležitostné. Kromě bránice jsou za hlavní dechové svaly obvykle považovány i svaly mezižeberní, především parasternálně uložené, případně skaleny. U těchto svalů bylo pomocí jehlové EMG zjištěno, že je nelze volně vyřadit z funkce ani při klidném dýchání (Gandevia et al., 1996; Troyer, Loring, 1986).

Názory na funkci interkostálních svalů jsou velmi různorodé. Klasicky jsou považovány mm. intercostales externi za nádechové (zvedají žebra k páteři) a mm. intercostales interni za výdechové (jejich přední část je ovšem někdy popisovaná jako inspirační). Zřejmě však mají spíše fixační funkci, tj. udržují vzájemné postavení žeber a pružně zpevňují hrudní koš během

dýchacích pohybů zajištěných primárně bráničí a z menší části i pomocnými dýchacími svaly, např. mm. scaleni a m. sternocleidomastoideus. Také u některých dalších dýchacích svalů se názory na jejich funkci liší. Většinou bývá např. m. serratus posterior inferior považován za sval výdechový, protože při své akci stahuje dolní žebra kaudálně (Kapandji, 1985). Lze jej ale považovat i za fixační sval, který fixací dolních žeber umožňuje počáteční pohyb centrum tendineum kaudálně a podporuje tak nádech (Kendall et al., 1993). Naopak m. pectoralis major je obvykle považován za pomocný inspirační sval, ovšem jeho klavikulární část má významnou úlohu při usilovném výdechu, resp. při kašli.

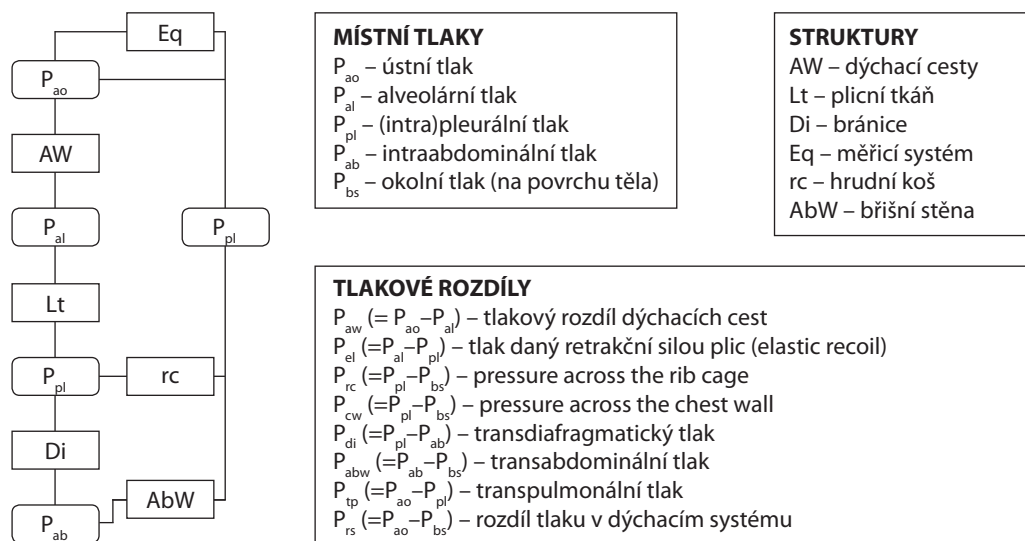
Břišní svaly byly považovány především za výdechové svaly a vzhledem k převážně pasivnímu charakteru výdechu také za méně významné. Nicméně mají důležitou úlohu i při nádechu. Zatímco u přímého břišního svalu převažuje působení na úponech, u příčného a šikmých břišních svalů převažuje účinek zprostředkovaný zvýšením nitrobřišního tlaku. Již dříve bylo uvedeno, že např. při obrně bránice může docházet k paradoxnímu vnitřnímu pohybu břišní stěny během časného nádechu. Při rozšiřování hrudního koše dochází ke snižování pleurálního tlaku, což se při chybějící kontrakci bránice přeneso do břišní dutiny a způsobí pasivní vnitřní pohyb břišní stěny. Obdobně obrna svalů hrudního koše způsobuje charakteristický paradoxní pohyb hrudního koše během nádechu. Také pacienti s nemocemi plic mají často abnormální pohyby hrudní stěny: u pacientů s CHOPN se vyskytuje alternativní dýchání hrudním košem a břišním dýcháním (tzv. alternované dýchání) a paradoxní pohyb břicha během inspiria oznamuje únavu inspiračních svalů a počínající respirační selhání. Výše uvedené příznaky ale mohou být vyvolány i volně a obdobné vzorce může spustit také bolest po operaci v horní části břicha.

Dechové odpory

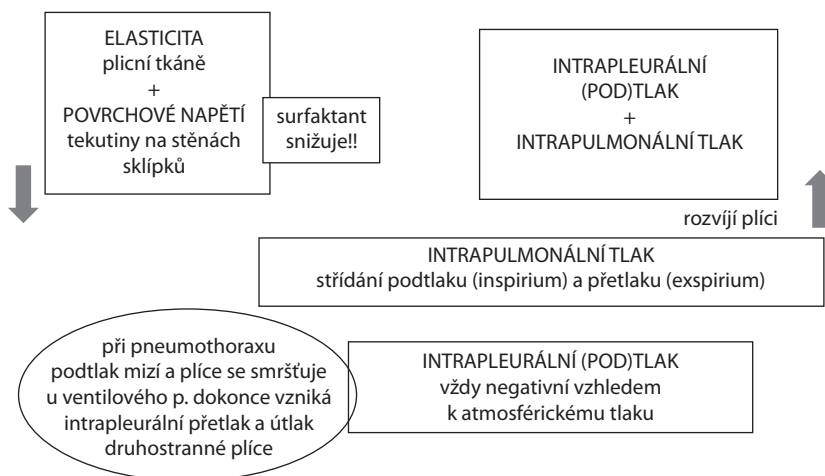
Funkce bránice je do jisté míry ovlivňována také dechovými odpory. Z hlediska biomechaniky jde o změny poměru tlaků mezi zevním a vnitřním prostředím a intrathorakálním tlakem (obr. 7), významnými faktory jsou také elastance a compliance a další (obr. 8).

Dechové odpory se dělí na statické a dynamické. U statických odporů je jejich velikost úměrná vzduchové náplni plic a nezáleží na rychlosti dýchání, resp. rychlosti průtoku vzduchu dýchacími cestami. Patří k nim elastický odpor plic (elastance), který je třeba překonat svalovou prací. Část této práce je využita při „pasivním“ expiriu. I v klidové úrovni na konci výdechu má plíce díky své elasticitě tendenci kolabovat k hilu – „retrakční síla plic“. Tomuto kolapsu brání relativní nitrohruďní podtlak. Compliance jakožto převrácená hodnota elastance vyjadřuje naopak míru roztažnosti, jde o poměr mezi změnou objemu vzduchu a změnou intrathorakálního tlaku. Např. $C = -0,2 \text{ l/cm H}_2\text{O}$ znamená, že při poklesu intrathorakálního tlaku o 1 cm vodního sloupce dojde ke zvětšení objemu plic o 0,2 l. Vedle elastického odpo-

ru plic dále řadíme mezi statické odpory povrchové napětí kapaliny ve sklípcích a elastické odpory hrudní stěny (svaly, vazivo atd.). Dynamické odpory jsou odpor tkáňový a proudový. Tkáňový odpor (představuje asi 10%) je dán neelastickou deformací a třením v plicích, hrudní stěně a břišní dutině a roste s frekvencí dýchání. Proudový odpor, představující asi 90%, je dán odporem proudění vzduchu v dýchacích cestách a závisí mj. na rychlosti a typu proudění (laminární x turbulence), průměru a délce průdušky a směru proudění (záklonkový mechanismus v expiriu).



Obr. 7. Poměry tlaků mezi zevním a vnitřním prostředím a intrathorakálním tlakem



Obr. 8. Biomechanika dechového cyklu

1.4.2 Posturální funkce bránice

Funkce bránice, resp. dýchání bývá obvykle analyzováno pouze z hlediska vitálních funkcí a látkové výměny. Mnohem méně prací se týká její funkce posturální.

Postura – vymezení pojmu

Jednotliví autoři v souvislosti s posturou omezují svůj pohled pouze na rovnovážné (balanční) funkce, jiní pouze na vyšetření stoje nebo sedu apod. Pojem postura je však mnohem širší.

Posturu chápeme jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Postura však není synonymem vzpřímeného stoje na dvou končetinách nebo sedu, jak je nejčastěji prezentováno, ale je součástí jakékoliv jiné polohy (kupříkladu vzpřímené držení hlavy v poloze na břiše u kojence nebo zvednutí dolních končetin proti gravitaci v poloze na zádech) a především každého pohybu. Postura je základní podmínkou pohybu, a nikoliv naopak. Již Magnus napsal „posture follows movement like a shadow“ (1924).

Rozfázujeme-li si jakýkoliv pohyb, tak dostaneme krátké časové úseky daného pohybu, jakési „zmrzlé fáze“ (Janda, 1972), ze kterých je možné derivovat držení. Jde o postavení v kloubech při „poloze nepohybu“ během pohybu.

Při pohledu na posturální funkce rozlišujeme:

- a) posturální stabilitu
- b) posturální stabilizaci
- c) posturální reaktibilitu

Ad a) Posturální stabilita

Stabilitu těla ovlivňují faktory biomechanické a neurofyziologické. Mezi biomechanické faktory ovlivňující stabilitu patří velikost opěrné plochy, která je přímo úměrná míře stability.

Základní podmínkou stability ve statické poloze je, že těžiště se musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze, nemusí se však promítat do opěrné plochy. Opěrná plocha je část podložky v přímém kontaktu s tělem. Opěrná báze je celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi plochy nebo ploch opory („opěrné plochy a vše mezi nimi“) takže opěrná báze může být a obvykle bývá větší než opěrná plocha.

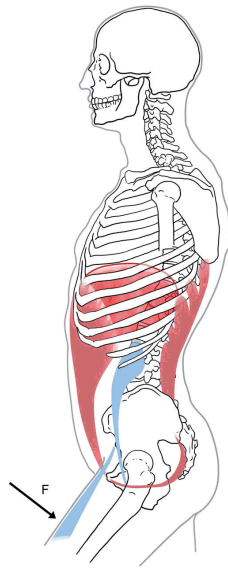
Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze, hmotnosti a nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdáleností mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu opěrné plochy k horizontální rovině. Naopak během lokomoce vektor tíhové síly nemusí směřovat přímo do opěrné báze, musí tam ale směřovat výslednice zevních sil, kterými jsou mimo tíhovou sílu např. setrvačnost, třecí síla, reakční síla apod.

Pokud se při statické zátěži vektor tíhové síly nepromítá do opěrné báze (jak jsme uvedli, nemusí směřovat do opěrné plochy), musí být ligamenty a svaly udržován trvalý otáčivý moment nebo je nutná značná svalová síla, aby byla udržena rovnováha, je tato zásada porušena. Nerovnovážený stoj zprvu koriguje vyšší svalová aktivita, posléze bolest, později i vznik deformity.

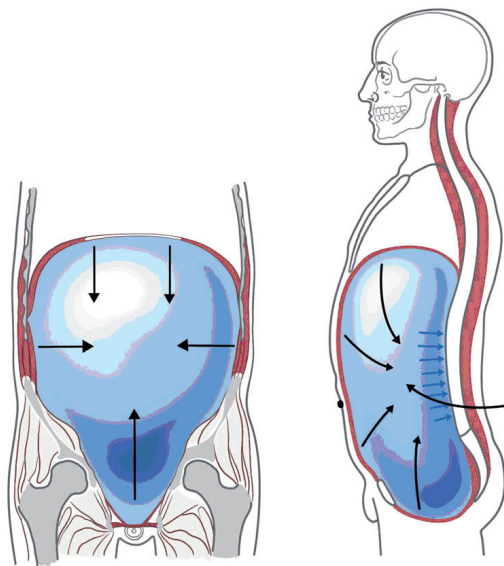
Ad b, c) Posturální stabilizace a posturální reaktivita

Posturální stabilizaci chápeme jako aktivní (svalové) držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené centrálním nervovým systémem. Jde o svalovou aktivitu zpevňující segmenty (aktivní držení segmentů) těla proti působení zevních sil, ze kterých dominuje síla tíhová. Za statické situace (ve stoji, sedu apod.) je prostřednictvím svalové aktivity zajištěna relativní tuhost skloubení, která umožňuje v dané poloze vzdorovat gravitační síle. Hovoříme o **posturální stabilizaci**. Posturální stabilizace však působí nejen proti gravitační síle, ale je součástí všech pohybů, a to i když se jedná pouze o pohyb dolních nebo horních končetin. Při každém pohybu segmentu těla náročném na silové působení – zvednutí břemene, držení břemene, pohybu končetiny proti odporu i bez odporu, odrazovém úsilí, hození míčku apod. je vždy generována kontrakční svalová síla, která je potřebná pro překonání odporu. Tato je převedena na momenty sil v pákovém segmentovém systému lidského těla a vyvolává reakční svalové síly v celém pohybovém systému. Tuto reakční stabilizační funkci nazýváme **posturální reaktivitou**. Biologickým účelem této reakce je zpevnění jednotlivých pohybových segmentů (kloubů), aby bylo získáno co nejstabilnější *punctum fixum* a aby kloubní segmenty odolávaly účinkům zevních sil. Tuhost spojení segmentů lze do určité míry měnit a je možné spojit několik anatomicky daných segmentů do jednoho celku. Potřebná tuhost spojení je dosažena koordinovanou aktivitou agonistů, antagonistů, ale vždy i dalších svalových skupin. Je jasné, že při pohybu trupu pomocí končetin je nutný určitý stupeň volnosti pohybu v kloubech končetin. Naproti tomu trup nemůže být tvořen množstvím volně spojených segmentů, musí tvořit relativně pevný celek.

Žádný cílený pohyb (včetně končetin) není možné provést bez úponové stabilizace svalu, tj. zajištění tuhosti kloubního segmentu v úponové oblasti. Provedeme-li například flexi v kyčli, tento pohyb není možné provést bez zpevnění páteře a pánve, úponových začátků flexorů kyčle (m. rectus femoris, m. iliopsoas, m. sartorius) (obr. 9, 10). S pohybem v segmentu (nyní míněno v kyčelním kloubu) jsou tak spojeny extenzory páteře, břišní svaly, bránice, pánevní dno atd., které znemožňují pohyb v inzerční oblasti flexorů. Aktivita svalů, které stabilizují, generuje aktivitu v dalších svalech, s jejichž úpony souvisí. Ty pak zajišťují zpevnění v dalších kloubních segmentech.



Obr. 9. Při pohybu dolních (horních) končetin je aktivováno svalstvo stabilizující páteř; při flexi v kyčli se vedle flexorů kyčelního kloubu aktivují vždy zádové svaly, svaly dutiny břišní (bránice, pánevní dno, břišní svaly)



Obr. 10. Svalová souhra mezi autochtonní muskulaturou, bránicí, svaly pánevního dna a břišními svaly během stabilizace

Postura a funkce bránice

Tím, že je dýchání provázeno pohybem těla, resp. některých segmentů těla, ovlivňuje i posturální funkci. Dechové pohyby jsou proto integrální součástí posturálních funkcí. Dýchání ovlivňuje nejenom držení těla, ale svým rytmickým průběhem současně i excitabilitu

neuronů – až na výjimky působí inspirium na většinu svalů excitačně, expirium naopak inhibičně. Tyto poznatky se běžně využívají při rehabilitační léčbě.

Empiricky bylo také opakovaně zjištěno a experimentálně prokázáno, že bránice je tonicky aktivována při zvedání břemen (Hemborg et al., 1985). Z hlediska kineziologie je významný fakt, že kontrakce bránice předchází aktivaci svalů horních a dolních končetin. Různí autoři (Hodges, 1997; Gurfinkel, 1994; Bouisset, Zattara, 1981; Aruin, Lastash, 1995) ve svých pracích uvádějí, že stabilizace pánve a bederní páteře je zajištěna ještě dříve, než dojde k vlastnímu pohybu končetin. CNS musí předvídat úmysl pohybu a nastavit automaticky držení těla k uskutečnění záměru. Hodges a Gandevia (Hodges, Gandevia, 2000) ve své práci *Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task* sledovali EMG aktivitu bránice a svalů pletence ramenního při střídavých pohybech horních končetin. EMG aktivita bránice nastává zhruba 20 ms před aktivací pohybu horních končetin, a to bez ohledu na fázi dechového cyklu, tedy i při expiriu. Následkem toho se bránice poněkud zkrátí (prokázáno pomocí ultrasonografie) a zvýší se tak transdiafragmatický tlak P_{di} (resp. rozdíl intrapleurálního a intraabdominálního tlaku). Díky mírně opožděné aktivaci svalů břišní stěny a pánevního dna se bránice následně excentricky protáhne, čímž se ještě zvýší intraabdominální tlak. Touto svalovou souhrou je trup stabilizován, tvoří společný rám, který je podmínkou pro všechny pohybové činnosti. Tím, že stabilizační funkce je integrována téměř do všech pohybů, spočívá význam vnitřních sil nejen v jejich kvantitě, nýbrž i v jejich značném stereotypním opakování. Za předpokladu, že vyvolávají nefyziologické zatížení, je otázkou času, kdy dojde k vzniku obtíží, včetně morfologických změn. Podstatné také je, že zatímco cílený pohyb volně kontrolujeme, tak reaktivní stabilizační funkce probíhají automaticky a mimovolně, tedy bez našeho uvědomění. V dalších studiích je uváděno společné zapojování svalstva bránice, m. transversus abdominis, pánevního dna a m. multifidus při posturální aktivitě (Hodges, Gandevia, 2000; Sapsford, 2004).

Tyto nálezy podporují argumentaci, že se bránice podílí na posturální kontrole těla a aktivita motoneuronů n. phrenicus je organizována takovým způsobem, že se bránice svou aktivitou zároveň podílí jak na respiraci, tak i na stabilizaci těla. Z prací je také zřejmé, že motorická aktivita bránice má 3 hlavní složky: tonickou, fázickou kordinovanou s dechovým cyklem a fázickou koordinovanou s pohyby trupu a/nebo končetin (Hodges, Gandevia, 2000).

Zajímavou, ale poměrně složitou kapitolou je sfázování pohybů bránice s lokomocí u kvadrupedních savců. U psů v klidu slouží mechanická aktivita bránice primárně inspiraci, u běžícího psa (klus) se ale významně uplatňují setrvačné oscilace vnitřností a lokomoční pohyby trupu, což vyžaduje synchronizaci dechového cyklu s lokomocí. Na základě kinematické rtg analýzy je zřejmé, že při klusu jsou posuny bránice primárně ovlivňovány pravidelnými oscilacemi pendulujících viscer a především jater, která jsou s bránicí pevně spojena vazivem.

Naopak rozsah exkurze oscilujících viscer závisí na míře aktivace bránice v daném okamžiku. Významněji se přitom uplatňuje krurální část bránice díky svému spojení s pevnou bází v oblasti bederních obratlů. Kraniokaudální a ventrodorzální pohyby bránice nejsou primárně dány její kontrakcí, ale oscilacemi viscer, brániční kontrakce pouze některé z těchto exkurzí tlumí či potencují v různém poměru. Při srovnání s pneumotachografickým záznamem je navíc zřejmé, že dechová frekvence je 3–10x vyšší než frekvence bráničních kontrakcí (a je dokonce i vyšší než frekvence bráničních oscilací způsobených pohyby viscer). K exspiri navíc paradoxně dochází i při stahu bránice a posunu viscer kaudálně. Dalším významným faktorem ovlivňujícím dechový cyklus jsou totiž deformace hrudníku způsobené střídavým zatěžováním předních končetin. Vzhledem k tomuto faktu jsou i jednotlivé oddíly plic ventilovány asynchronně (Bramble et al., 1993). U psa v klidu se zapojení bránice do dýchacích pohybů více blíží situaci u člověka. U anestetizovaných psů bylo zjištěno, že při zvýšení plicního objemu bránice klesá a oblouky tvořené vlákny kostální bránice se zkracují, nicméně zachovávají původní poloměr zakřivení. Zkrácení oblouku (resp. svalových vláken, které je tvoří) vede k poklesu transdiafragmatického tlaku P_{di} , který je produktem (konstantního) zakřivení a napětí svalových vláken (to klesá s klesající délkou) (Boriek et al., 1997).

1.5 Možnosti funkčního vyšetření bránice, resp. respiračních svalů

1.5.1 Vyšetření síly respiračního svalstva

Vyšetření funkce respiračních svalů a detekce jejich případné slabosti je důležitým nástrojem pro zpřesnění diagnózy řady plicních chorob, neurogenních nemocí (např. polyneuropatie), dále poruch neuromuskulárního převodu (např. myasthenia gravis), chorob muskulárních (např. muskulární atrofie) i dalších patologických stavů (např. stav po míšním poranění, SCI). Pro testování funkce respiračních svalů lze použít měření „šňupacího“ (sniff) nazálního a jícnového tlaku, měření transdiafragmatických tlaků (pomocí dvou sond lokalizovaných v žaludku a v dolní třetině jícnu) a dále metody využívající zevní transkutánní (elektrickou či magnetickou) stimulaci frenického nervu (non-volatilní metody). Pro vyšetření respiračních svalů je vhodná metoda měření maximálních okluzních tlaků (respiratory muscle strength) v průběhu inspira a expira (ATS/ERS. Statement on Respiratory Muscle Testing, 2002). Tento způsob testování respiračního svalstva je závislý na spolupráci pacienta, a proto vyžaduje patřičnou zkušenost vyšetřujícího personálu. Výhodou je, že umožňuje posuzovat izolovaně inspirační a expirační sílu dýchacích svalů a usuzovat na typ poruchy funkce bránice.

Pro hodnocení funkce respiračních svalů lze použít řadu dostupných referenčních hodnot (Troyer, Yernault, 1980; Black, Hyatt, 1969; Maillard et al. 1998; Aldrich, Spiro, 1995; Windisch et al. 2004; Koulouris et al. 1998; Wohlgemuth et al. 2003; Wen, Woo, Keens, 1997; Larson et al. 1993; Wijkstra et al. 1995; Vincken, Ghezzi, Cosio, 1987; Wilson et al. 1984; McElvaney et al. 2000; Neder et al. 1999; Fauroux, 2003; Morrison et al. 1989; Van Houtte et al. 2003; ATS/ERS 2002).

1.5.2 Stanovení práce svalů hrudního koše (Campbellův graf)

Campbellův graf umožňuje stanovit míru aktivity svalů hrudního koše a výpočet elastické a odporové práce inspiračních a expiračních svalů (obr. 11). Graf je tvořen dvěma PV křivkami transthorakálního tlaku při pasivní ventilaci a při aktivní ventilaci.

PV křivka relaxované hrudní stěny, stejná jako v Rahnově diagramu, se získá z měření se pleurálního tlaku (resp. jícnového tlaku P_{es}) při pasivní ventilaci probanda. Jícnový tlak je v tomto případě roven hodnotě transthorakálního tlaku. PV křivka při aktivní respiraci, tedy aktivních dechových svalech, je zrcadlově obrácená k PV křivce relaxované hrudní stěny. Měření se provádí během aktivního pomalého nádechu a výdechu s otevřenou epiglottis. V tomto případě je pleurální (resp. jícnový) tlak roven záporné hodnotě transpulmonálního tlaku. Obě křivky se protínají na klidovém objemu při pleurálním tlaku $-5 \text{ cm H}_2\text{O}$. V tomto průsečíku mají retrakční síly plic a hrudní stěny stejné hodnoty, ale s opačnými znaménky.

Tlak generovaný dýchacími svaly (P_{mus}) při určitém objemu lze vypočítat jako rozdíl tlaků při pasivní a aktivní hrudní stěně, což v diagramu představuje horizontální vzdálenost mezi oběma PV křivkami při daném objemu.

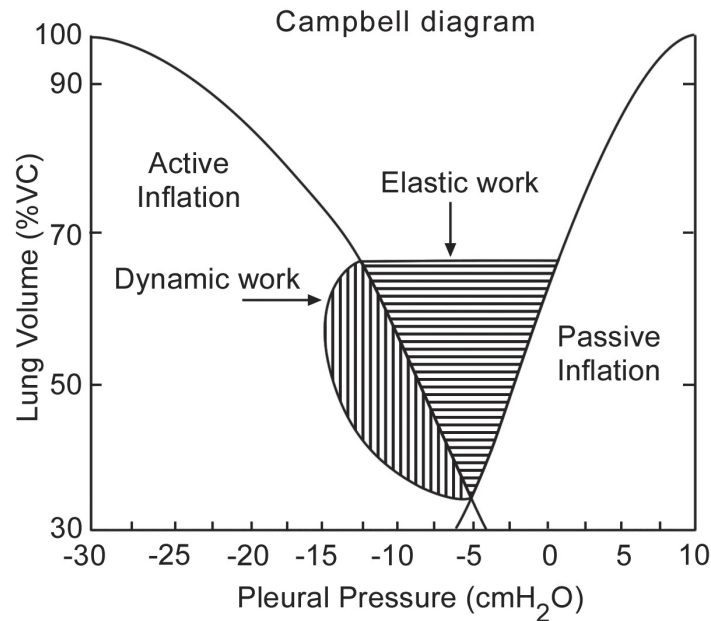
Horizontálně šrafovaná oblast grafu odpovídá práci dýchacích svalů potřebné k překonání elastické retrakční síly plic a hrudní stěny (tzv. elastic recoil). Oblast vertikálního šrafování představuje další tlak potřebný k překonání odporu dýchacích cest a neelastického odporu plicní tkáně. Celková práce, daná součtem elastické a odporové práce při nádechu, je obvykle vynásobena dechovou frekvencí a vyjádřena v jednotkách $\text{g}\cdot\text{cm}/\text{ml}$. Při respirační frekvenci 15 dechů/min byla zjištěna průměrná dechová práce $2,2 \pm 0,92 \text{ g}\cdot\text{cm}/\text{l}$ nezávisle na věku a pohlaví. Při znalosti spotřeby O_2 lze vypočítat svalovou efektivitu. Index rezervní svalové síly, který pomáhá stanovit pravděpodobnost únavy, představuje rozdíl mezi maximálním statickým inspiračním tlakem a vrcholem skutečného pleurálního tlaku změřeným během dýchání.

Do Campbellova grafu lze také zanést hodnoty získané při maximálním expiračním či inspiračním úsilí proti uzavřeným dýchacím cestám a srovnat je s tlaky dosaženými během maximálního dynamického inspiračního a expiračního či klidové ventilace.

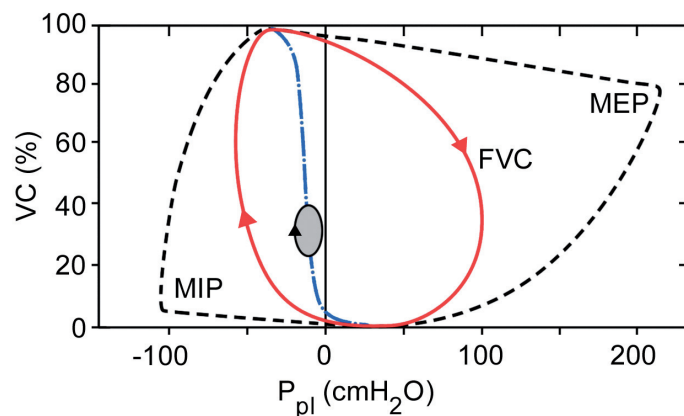
Na obr. 12 je ukázán Campbellův diagram doplněný o tlakově-objemovou (PV) křivku získanou při maximálním inspiračním a expiračním manévru proti uzavěru (vnější čárkova-

né linie) a tlakově-objemovou (PV) křivku získanou při maximálním usilovném nádechovém a výdechovém manévru (plná, nepřerušovaná linie). Maximální inspirační a expirační tlak proti uzávěru je standardně měřen pomocí speciálního měřicího zařízení jako ústní tlak (P_{ao} nebo P_m); na grafu je však vyznačen tlak pleurální (P_{pl}) měřený jícnovou sondou. Dosažený maximální statický inspirační a expirační tlak je na grafu vyznačen zkratkami MIP/MEP. MIP vykazuje největší zápornou hodnotu při nízkých plicních objemech (blízkých poloze reziduálního objemu, RV), zatímco MEP má největší pozitivní hodnotu při vysokých plicních objemech. Je to dáno především délkově-tenzní charakteristikou inspiračních a expiračních svalů. Při velkých plicních objemech (při dosažení objemové polohy blízké maximálnímu inspiriu, tj. TLC polohy) jsou bránice a další inspirační svaly zkráceny, zatímco expirační svaly jsou protažené. Tlakové hodnoty při dynamických manévrech (maximální usilovný nádechový a výdechový manévr – viz plná linie) nedosahují velikosti maximálních hodnot získaných za statických podmínek (MIP, MEP). Vnitřní „čerchovaná“ linie zachycuje průběh tlakově-objemových změn během pomalého maximálního klidového nádechu a výdechu (v rozsahu od TLC do RV polohy). Zaznamenané tlakové změny jsou měřeny opět jako pleurální tlak vyrovnávající retrakční sílu plic. Poloha TLC se nachází na průsečíku všech zobrazených linií v bodu, kde je maximální inspirační pleurální tlak vyrovnáván retrakční silou plic. Oválná dechová smyčka představuje záznam tlakově-objemových změn během pomalého klidového nádechu a výdechu (v rozsahu dechového objemu, V_T).

Jde o dobře zavedenou metodu často používanou v klinickém výzkumu, ale jen zřídka v běžné klinické praxi. Přestože sestavit Campbellův graf je poměrně jednoduché, jeho interpretace vyžaduje určitou zkušenost. Například pozitivní pleurální tlak může odrážet buď aktivitu expiračních svalů při funkční reziduální kapacitě (FRC) nebo lehkou aktivitu inspiračních svalů při velkém plicním objemu. Navíc obtížné měření relaxační charakteristiky u netrénovaných probandů zpochybňuje stanovenou hodnotu P_{mus} (Loring et al., 2002).



Obr. 11. Horizontálně šrafovaná oblast představuje práci vykonanou k překonání retrakční (dostředivě, centripetálně působící) síly plic (tzv. elastic recoil nebo též elastický odpor plic) a odstředivě (centrifugálně) působící síly hrudní stěny. Oblast vertikálního šrafování představuje další práci potřebnou k překonání dynamických odporů (odporu dýchacích cest a odporu plicní tkáně). Celková práce je tedy součtem vynaložené statické (elastické) a dynamické (odporové) práce během klidového nádechu; velikost této práce vyjadřujeme v [g·cm/ml].



Obr. 12. Tento graf ukazuje Campbellův diagram doplněný o tlakově-objemovou (PV) křivku získanou při maximálním inspiračním a expiračním manévru proti uzávěru (vnější čárkované linie) a tlakově-objemovou (PV) křivku získanou při maximálním usilovném nádechovém a výdechovém manévru (plná, nepřerušovaná linie)

1.5.3 Podíl hrudního koše a bránice na změnách dechového objemu (Konnův-Meadův a Macklemův graf)

Pomocí Konnova-Meadova grafu je možné stanovit kvantitativní podíl bránice a hrudního koše na dosažení určitého dechového objemu. V grafu jsou zaneseny průměry hrudního koše a břicha (zjištěné magnetometrem) nebo obvody (měřené pomocí respiračního indukčního pletyzmografu) při různých plicních objemech. Tkáň hrudní stěny jsou v zásadě nestlačitelné, takže obvodové změny hrudníku jsou přímo úměrné objemovým změnám plic (změny v intrathorakálním objemu krve jsou obvykle zanedbatelné). Během klidového dýchání se proto hrudní stěna pohybuje předpověditelným způsobem v závislosti na měnícím se plicním objemu. Díky tomu je možné „neinvasivní“ stanovení plicního objemu a jeho změn bez nutnosti použití náustku, masky či jiného propojení s dýchacími cestami pouze na základě měření posunu povrchu hrudního koše a břicha, potřebná je ovšem předchozí kalibrace systému. Pomocí analýzy thorakoabdominálních posunů lze posuzovat aktivitu, dysfunkci či obrnu určitých dýchacích svalů, a proto je tato metoda široce používána v klinickém výzkumu (Loring et al., 2002).

Podíl hrudního koše a bránice na změnách dechového objemu zobrazuje také Macklemův graf. Tkáň Macklemův graf zobrazuje vztah mezi intraabdominálním (resp. žaludečním) a intrapleurálním (resp. ezofageálním tlakem). To umožňuje stanovit, zda konkrétní inspirium bylo dosaženo normálním poměrem mezi úsilím bránice a svalů hrudníku nebo zvýšeným úsilím jedné skupiny. Podmínkou měření je ale relaxace břišních svalů, jejichž případná aktivita výrazně ovlivňuje hodnotu intraabdominálního tlaku.

1.5.4 Vytrvalost bránice

K měření brániční vytrvalosti/výkonnosti účelu lze použít metodu, kterou vyvinuli Belle-mare a Grassino a jejíž podstatou je dosažení a udržení určitého transdiafragmatického tlaku P_{di} . Pacientům je zavedena jícnová a žaludeční sonda měřící tlak. Pouhé měření ústního tlaku je pro tento účel nedostatečné, protože určitý inspirační tlak v ústí dýchacích cest je možné vyvinout mezižeberními svaly i bez významného podílu bránice. Navíc se tlak vyvinutý bránicí uplatňuje nejen proti hrudní stěně, ale i proti obsahu břišní dutiny, což nelze pouze z hodnot tlaku v ústní dutině zjistit.

Nejdříve je stanoven maximální P_{di} a potom proband pokračuje v dalších testech, při kterých proband vyvíjí požadovaný P_{di} aktivní inspirací proti různým inspiračním průtokovým odporům. Dosažení cílových hodnot vyžaduje aktivní kontrakci břišních svalů během inspira, díky čemuž bránice vyvine přibližně stejný, ale opačný tlak proti břichu a hrudnímu koši. Při kontrakci břišních svalů (tedy antagonistů bránice) a omezeném dechovém objemu jsou délkové změny vláken bránice během její kontrakce omezeny na minimum. Z toho vyplývá,

že bránice vykonává malou mechanickou práci proti hrudnímu koši a břichu a energetika brániční kontrakce je závislá pouze a výhradně na P_{di} , a ne na celkové práci bránice W_{di} .

Zároveň udržuje tlak v žaludku P_{ga} na úrovni přibližně 50 % z P_{di} , oba tlaky přitom kontrolujeme pomocí monitoru. Dále jsou prováděny testy při různých dechových objemech s P_{di} od 0,2–0,8 a „duty cycle“ 0,2–0,7. Jako nejlepší ukazatel vytrvalosti se osvědčil součin $PTI_{di} = (P_{di}/P_{di,max}) \times (T_i/T_{tot})$, kde T_i je čas inspiria a T_{tot} celkový čas. Byl navržen jako jednotný index ke stanovení vývoje únavy a poruchy brániční funkce. Popsaná technika je prozatím jediná metoda určená pro speciální zatížení bránice a zaručující její zátěž během měření. Možnou komplikací je skutečnost, že prokrvení bránice může záviset částečně na relativním negativním nebo pozitivním tlaku na jejím povrchu (Clanton et al., 2002).

1.5.5 Graf elektromechanické účinnosti bránice (E_{di}/P_{di} křivka)

Zobrazení aktivace a elektromechanické účinnosti bránice umožňuje graf vztahu transdiafragmatického tlaku P_{di} a integrované elektrické aktivity bránice E_{di} . EMG aktivita bránice je snímána jícnovou elektrodou a je vyjádřena v procentech EMG aktivity při aktivně dosažené TLC. Při FRC bránice generuje mnohem větší P_{di} (pro daný E_{di}) než při vyšších plicních objemech. Při současné kontrakci břišních svalů dosahuje bránice mnohem vyšší účinnosti. U pacientů s CHOPN je v klidu vyšší E_{di}/P_{di} než u zdravých probandů.

2 Cíl práce

Vzhledem k probíhající diskusi kolem posturální funkce bránice a na základě klinických zkušeností jsme se pokusili o sledování aktivity bránice pomocí obrazů magnetické rezonance v průběhu klidové respirace a během její stabilizační (zpevňovací) funkce. Cílem bylo zjistit, zda skutečně dochází při posturální aktivitě během dýchání k její kontrakci a zda člověk aktivuje bránici při posturální aktivitě, aniž by dýchal. V této souvislosti bylo také cílem zjistit způsob kontrakce bránice, tj. jaká je proporce během její aktivity mezi krurální a kostální částí. Rozsah pohybů bránice spojených se stabilizační funkcí jsme se pokusili porovnat s její aktivací, která vzniká během klidové respirace. Dalším cílem práce bylo zjistit, zda existuje korelace mezi pohybem bránice, resp. jeho rozsahem, při dechové a posturální funkci a spirometrickými parametry.

3 Soubor a metodika

3.1 Soubor

Náš soubor tvořilo 30 zdravých jedinců – 5 mužů (16,7%) a 25 žen (83,3 %); jejich průměrný věk byl 29,3 roku (věkový rozsah 22,2 až 56,2 roku). Nikdo ze zařazených nebyl v době vyšetření sledován pro nějaké chronické onemocnění respiračního nebo pohybového ústrojí; nikdo z vyšetřovaných neužíval (kromě hormonální kontracepce) žádnou dlouhodobou medikamentózní léčbu. Dvě hodiny před vyšetřením nikdo z vyšetřovaných nejedl, ani nepil kávu nebo jiný nápoj, který by mohl ovlivnit průchodnost dýchacích cest nebo klidový dechový vzor. Všichni zařazení před vyšetřením podepsali písemný informovaný souhlas.

3.2 Metodika

Aktivitu bránice jsme sledovali metodou **magnetické rezonance (MR)** simultánně se **spirografickým záznamem** (záznam objemových změn během dechového cyklu pomocí speciálně adaptovaného spirometru a k tomu vytvořeného záznamového a vyhodnocovacího počítačového programu) (příloha č. 1). U všech zařazených probandů bylo po vyšetření MR také provedeno standardní **spirometrické vyšetření** a vyšetření **funkce respiračního svalstva** (viz dále). U dvou pacientů jsme kromě toho provedli **elektromyografické vyšetření** (viz dále) opět simultánně se spirografickým záznamem.

Aktivitu bránice pomocí MR jsme vyšetřovali vleže na zádech. Ruce vyšetřovaného probanda byly volně uloženy podél těla; hrudník ani břicho vyšetřovaného netísnil žádný pásek nebo doplněk oděvu; hlava byla podložena měkkou 5 cm silnou pryžovou podložkou.

Vyšetřovací MR sekvence trvala standardně 20 s. Po celou dobu trvání sekvence měl vyšetřovaný v ústech náustek připojený k pneumotachometru (viz dále); nosní průduchy byly uzavřeny měkkou tlačkou („noseclip“). Asistent i vyšetřující dbali na řádné sevření úst vyšetřovaného kolem náustku (aby nedocházelo k netěsnostem a případným únikům inspiračního a/nebo expiračního průtoku). Během měřených sekvencí byla aktivita bránice sledována a zaznamenávána v těchto následujících podmínkách (stavech, situacích):

1. **Klidové dýchání:** vyšetřovaný proband klidně ležel v supinální poloze a klidově dýchal. Byly zaznamenány všechny klidové dechové cykly a též veškeré případné změny inspiračních a/nebo expiračních průtoků, tj. případné respirační pauzy, nechtěný hluboký nádech (sigh) apod.

2. **Flexe horních končetin proti odporu:** horní končetiny byly relaxované, položeny podél těla na podložce. V obou loketních kloubech byly extendovány. V průběhu měření vyšetřující vytvářel tlak na předloktí vyšetřovaného, a to kaudálním směrem. Vyšetřovaný jedinec byl instruován, aby staticky (izometricky) tlačil proti tomuto odporu, tj. do flexe v ramenních kloubech. Odpor odpovídal čtvrtému stupni svalového testu (Janda, 1996). Manévr byl prováděn vždy stejným vyšetřujícím. Manévr „flexe horních končetin proti odporu“ byl prováděn a zaznamenáván ve dvou dílčích (odlišných) situacích:
 - a. Vyšetřovaný jedinec po celou dobu sekvence **klidově dýchal**, tj. vyšetřovaný nebyl jakkoliv instruován ke změně svého klidového dechového vzoru.
 - b. Vyšetřovaný jedinec byl na začátku sekvence vyzván, aby **zadržel dech**. Toto zadržení dechu bylo podle instrukcí provedeno pomocí volního uzavření hrtanové příklopky (epiglottis).
3. **Flexe dolních končetin proti odporu:** dolní končetiny byly relaxované, položeny na podložce. Vyšetřující vytvářel tlak v distální třetině stehna, a to kraniokaudálním směrem (kolmo na vyšetřovací plochu). Vyšetřovaný jedinec byl instruován, aby tlačil statickým (izometrickým) odporem směrem do flexe v kyčelních kloubech. Tlak a odpor opět odpovídal čtvrtému stupni svalového testu. I tento manévr byl prováděn vždy stejným vyšetřujícím. Manévr „flexe dolních končetin proti odporu“ byl prováděn a zaznamenáván analogicky k výše uvedenému manévru na horních končetinách ve dvou dílčích (odlišných) situacích:
 - a. Vyšetřovaný jedinec **klidově dýchal**.
 - b. Vyšetřovaný byl na začátku sekvence vyzván, aby **zadržel dech** pomocí volního uzavření epiglottis.

3.2.1 Metodika MR vyšetření

Vyšetření bylo prováděno v otevřeném přístroji magnetické rezonance firmy Siemens s magnetem 0,23 T, verze software NUMARIS/4 syngo MR 2004A. Bránici jsme zobrazili v sagitální rovině při poloze probanda vleže na zádech při použití cívký body coil velikosti L. Rovinu zobrazení jsme umístili na axiálním topogramu sagitálně tak, aby probíhala paravertebrálně vpravo v polovině vzdálenosti mezi středem obratlového těla a okrajem hrudní stěny. Šíře snímané vrstvy byla 11 mm. Další parametry dynamické sekvence byly nastaveny následovně: 1 NSA, matice 350x328, TR 4.48, TE 2.24, FA 90, TSE1, FOV 328. Délka sekvence byla 20 sekund. V jejím průběhu bylo získáno v pravidelných intervalech 77 obrazů. Jeden obraz byl tedy zachycen každých 260 milisekund.

Každý proband měl na povrchu kůže umístěny 3 orientační značky (10 ml syringe naplněné vodou), a to tak, že jedna byla umístěna ve střední klavikulární čáře ve výši jugula, další

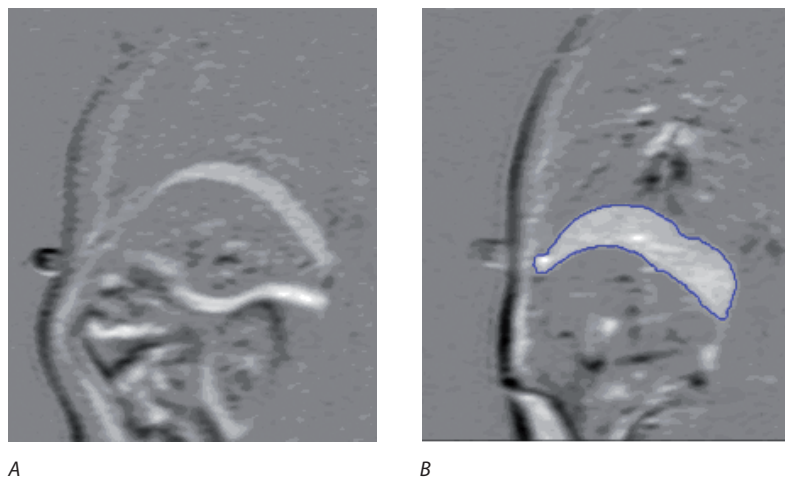
ve výši dolního okraje žeberního oblouku a třetí značka byla umístěna na záda probanda (na úrovni Th/L přechodu).

Parametry dynamické sekvence MR scanu:

- sagital TrueFISP 2D
- FOV 350 × 328
- THK = 11mm
- TR = 4,48ms
- TE = 2,24ms
- 77 snímků, matice 240 × 256

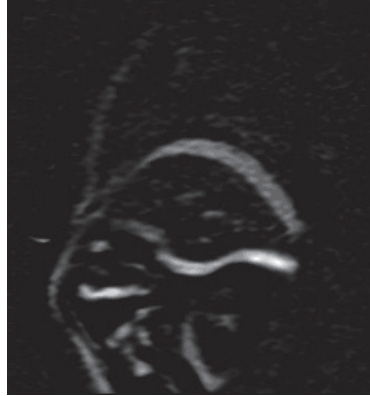
3.2.2 Analýza pohybu bránice na obrazech MR

1. MR snímky byly (nejprve) převedeny do formátu, který umožnil jejich analýzu – Analyze formát (program MRIcro). V každé naměřené sekvenci (20sekundový záznam) během klidového dýchání a při posturální aktivitě bránice (při dýchání a bez dýchání) jsme určili všechny maximální a minimální krajní polohy bránice. Z těchto obrazů bránice jsme vybrali nejkaudálnější polohu bránice a provedli subtrakci s ostatními snímky. Na obr. 13 je vidět kontrastní zvýraznění srpku bránice označující nejkaudálnější a nejkraniálnější polohu bránice při klidovém dýchání. Grafické označení na spirometrické křivce odpovídá dechové fázi, ve které byla poloha bránice na obrazu MR zaznamenána (křivka je časově synchronizována se záznamem MR).



Obr. 13 A, B. Subtrahovaný obraz bránice v nejkaudálnější a nejkraniálnější poloze při klidovém dýchání

2. Subtrahovaný obraz byl poté prahován intenzitním filtrem pro úpravu histogramu obrazu, což vedlo k odstranění pixelů s nízkými intenzitami a zvýšení kontrastního poměru srpku vůči jeho okolí (obr. 14).



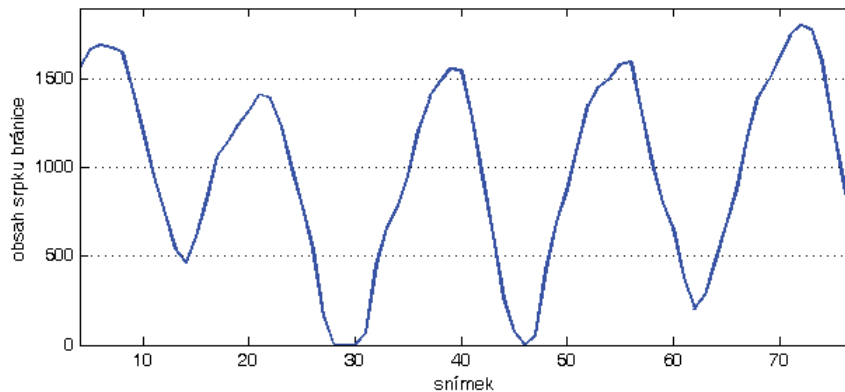
Obr. 14. Subtrahovaný obraz bránice upravený pomocí intenzitního filtru, kontrastní navýšení srpku bránice vůči jejímu okolí

3. Pomocí 3D ROI (Region Of Interest) v programu MRIcro byl detekován útvar srpku jako homogenní struktura s podobnými intenzitními vlastnostmi a specifickými vlastnostmi na hranách útvaru. Detekce byla provedena napříč všemi subtrahovanými a filtrovanými obrazy v rámci sekvence. Výstupem operace 3D ROI detekce je série snímků srpků bránice s potlačeným okolím.
4. U pacientů s větším zdvihem bránice, u kterých jsou patrné intenzitní nehomogenity v srpku bránice – jako následek po subtrakci –, byl obraz dále upraven pomocí morfologických operací „uzavření“ se strukturálním elementem 5x5. Tato operace vyplnila všechny defekty v útvaru srpku pro přesnější výpočet jeho obsahu (obr. 15).



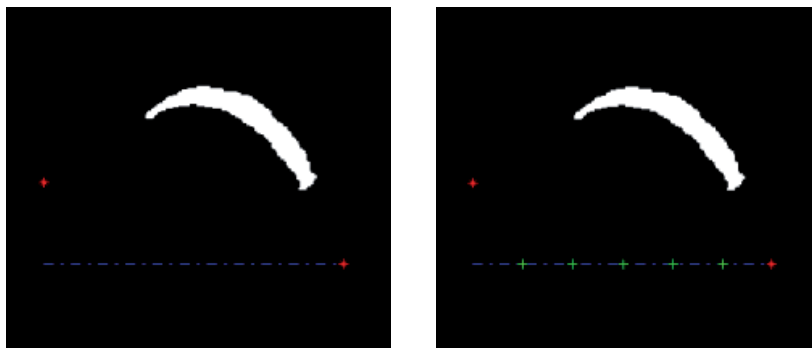
Obr. 15. Srpek bránice s potlačeným okolím

5. Pro výpočet obsahu byl vytvořen binární obraz srpku bránice a spočteny nenulové pixely. Časová posloupnost hodnot obsahů je naznačena křivkou, kde lokální maxima vyznačují maximální plochy a stejně tak lokální minima vyznačují minimální plochy. V jednom místě je křivka v nulové úrovni – to odpovídá obrazu, který byl použit pro subtrakci. Na křivce byl dále nalezen bod s maximální hodnotou obsahu, dále se předpokládá, že obraz odpovídající tomuto bodu odpovídá nejkraniálnější poloze bránice (obr. 16).



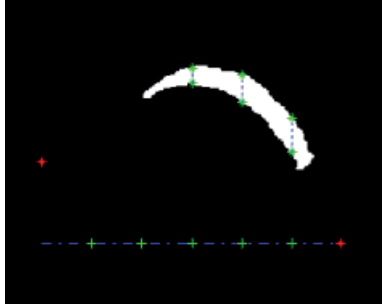
Obr. 16. Časová křivka obsahu srpků bránice v rámci jedné sekvence; vodorovná osa odpovídá pořadí obrazu v sekvenci (času), vertikální osa odpovídá obsahu v mm^2

6. Další zpracování a odečty hodnot se provádějí na subtrahovaném, filtrovaném a detekovaném obrazu s maximálním obsahem, tj. subtrakce nejkraniálnější a nejkaudálnější polohy bránice. Byla vytyčena horizontální (AP) spojnice přední a zadní orientační značky (značky umístěné na pacientově těle = červené hvězdičky; spojnice modrou přerušovanou čarou (obr. 17A). Spojnice byla rozdělena na šest shodných úseků, tj. vymezení horizontálních poloh pěti kontrolních bodů (zelené křížky, obr. 17B).



Obr. 17 A, B. Vyznačení orientačních bodů (červené hvězdičky), horizontální spojnice mezi těmito body (modře) a vymezení pěti kontrolních bodů (zelené hvězdičky) na binárním obraze srpku

7. V místě každého z pěti kontrolních bodů byla detekována dolní a horní hranice srpku (zelené hvězdičky na hranách srpku) a mezi těmito hranicemi byl vypočten tzv. zdvih (vyznačen modrou čerchovanou čarou (obr. 18)). Dolní hranice odpovídá poloze bránice v inspiriu, horní hranice odpovídá bránici v exspiriu.



Obr. 18. Detekce dolních a horních poloh srpku bránice v kontrolních bodech

8. Sekvence, kde pacient nedýchá, se zpracovává obdobně. Subtrahuje se obraz z „nedýchací“ sekvence s obrazem bránice v inspiriu z odpovídající „dýchací“ sekvence (HK s HK, DK s DK). Další zpracování je shodné s výše popsáním, jen s rozdílem, že detekujeme pouze jednu z hran srpku.

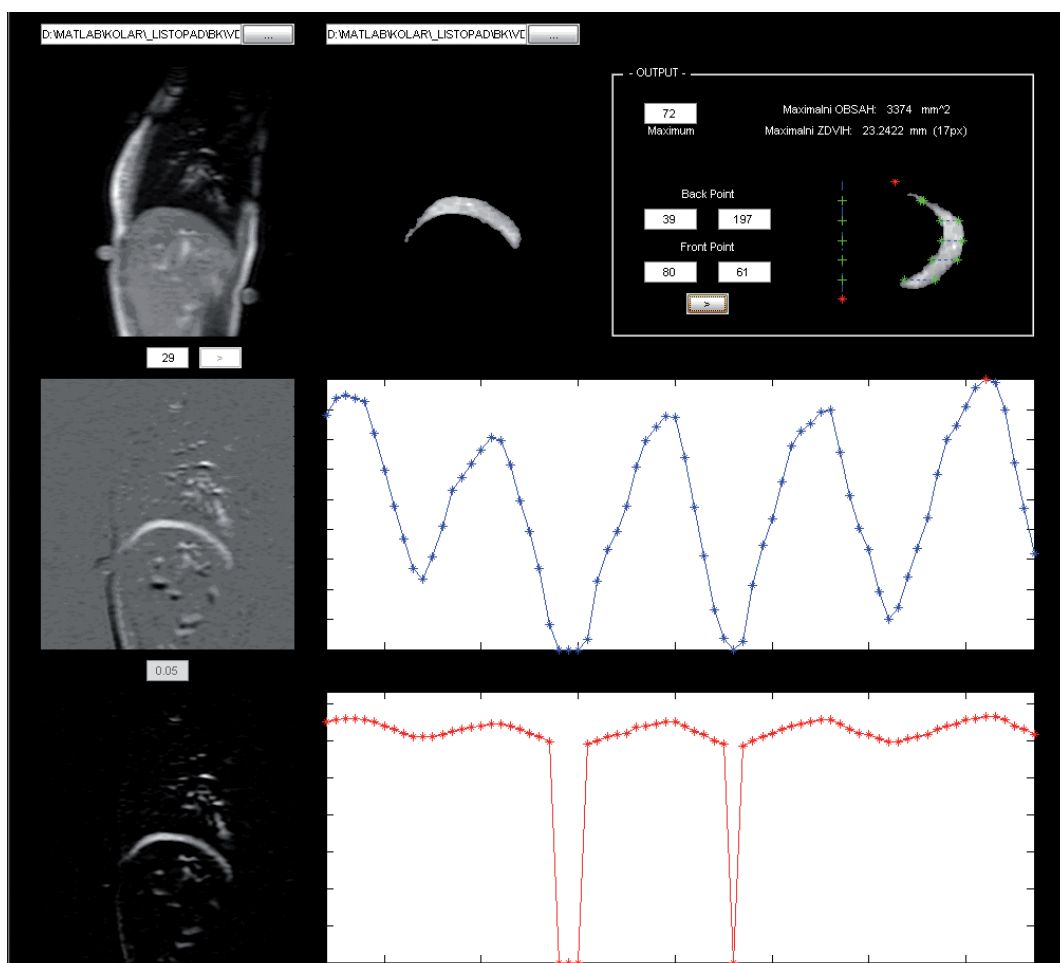
Zpracování a programování skriptů v programu MATLAB 7.7.0 (R2008b), MRIcro ver 1.39 Build 2 je na obr. 19.

Z 30 zdravých kontrol bylo nadetekováno toto množství bodů:

Bod	KD	HK (stav 2a*)	HK (2b*)	DK (stav 3a*)	DK (3b*)
Bod	VD	HK (dýchá)	HK (nedýchá)	DK (dýchá)	DK (nedýchá)
A	14	9	11	11	8
B	29	30	23	30	27
C	30	30	30	30	29
D	30	30	30	30	30
E	28	24	27	21	12

Legenda:

1. Klidové dýchání, **KD**
2. Flexe horních končetin (**HK**) proti odporu:
 - a. Při klidovém dýchání
 - b. Při zadržení dechu
3. Flexe dolních končetin (**DK**) proti odporu:
 - a. Při klidovém dýchání
 - b. Při zadržení dechu



Obr. 19. Ukázka naprogramovaného prostředí v MATLAB

3.2.3 Metodika spirografického záznamu

Spirografický záznam (záznam objemových změn v čase během klidového dýchání) byl zaznamenáván pomocí spirometru MasterScope Jaeger (version 4.67, Jaeger, VIASYS, Wuerzburg, Spolková republika Německo). Klidové dýchání bylo snímáno a zaznamenáváno speciálně upraveným pneumotachografem (Jaeger pneumotach, linearita pro měření průtoku v rozsahu $0 \pm 20 \text{ l} \cdot \text{s}^{-1}$ s přesností $\pm 2\%$ v rozsahu 0,2 až $12 \text{ l} \cdot \text{s}^{-1}$) se speciální **plastikovou** izorezistivní membránou (síťkou). Tato membrána – podobně jako u pneumotachografu klasického – umožňuje přesné a obousměrné měření dechových cyklů (tedy průtoku během inspira i expira). Jemné (transmembranózní) tlakové změny vznikající během dechových cyklů byly přiváděny do spirometru MasterScope pomocí dvou 230 cm dlouhých teflonových trubic s velmi nízkou compliancí o vnitřním průměru (i.d.) 1,3 mm. Tato délka propojení snímacího (tj. pneumotachografu) a záznamového zařízení (tj. spirometru a počítače) umožnila bezpečný a spolehlivý spirografický záznam přímo v průběhu 20sekundových MR sekvencí (tedy během působení silového magnetického pole) (příloha č. 1).

Pro účel této studie byl dále vytvořen speciální snímací a záznamový software **Breath-Recorder** (ing. J. Volejník, Kurka Jaeger Servis, s.r.o., Česká republika). Pomocí tohoto programu byly „syrové“ průtokové hodnoty z A-D převodníku zaznamenávány na pevný disk. Současně byly průtokové hodnoty digitálně integrovány a též zaznamenávány. Společně se spirografickými záznamy byl ukládán ještě jeden, technický, kanál, sloužící pro synchronizaci s dalšími, např. EMG nebo MR záznamy.

Záznamový systém byl před zahájením měření kalibrován pomocí jednolitrové kalibrační pumpy. Každý spirografický záznam pro účel vynulování začínal a končil 2–3sekundovým intervalem, kdy vyšetřovaný subjekt nebyl připojen ke spirometru (subjekt neměl náustek v ústech).

3.2.4 Metodika funkčního vyšetření plic (spirometrického vyšetření) a vyšetření funkce respiračního svalstva

U všech jedinců zařazených do našeho souboru bylo provedeno funkční vyšetření plic pomocí standardního protokolu (Brusasco, Crapo, Viegi et al., 2005; Wanger, Clausen, Coates et al., 2005; Pellegrino, Viegi, Brusasco et al., 2005). Pro vyšetření byl použit spirometr MasterScope Jaeger (version 5.5, Jaeger, VIASYS, Hoechberg, Spolková republika Německo). Klidové dýchání bylo snímáno standardním vyhřívaným pneumotachografem (Jaeger pneumotach, typ Lilly, linearita pro měření průtoku v rozsahu $0 \pm 20 \text{ l} \cdot \text{s}^{-1}$ s přesností $\pm 2\%$ v rozsahu 0,2 až $12 \text{ l} \cdot \text{s}^{-1}$). Objemové signály byly získávány ze „syrových“ průtokových záznamů elektronickou integrací. Byl získán spirografický záznam (klidový záznam objem-čas) a klidová a maximální usilovná křivka průtok-objem. Výsledně byly získány následující

parametry: klidová inspirační vitální kapacita (VC_{in}), klidová expirační kapacita VC_{ex} , inspirační kapacita (IC), expirační rezervní objem (ERV), dechový objem (V_T), usilovná vitální kapacita (FVC), jednosekundová usilovná vitální kapacita (FEV_1), dvousekundová usilovná vitální kapacita (FEV_2^*), třisekundová usilovná vitální kapacita (FEV_3^*), poměr FEV_1/FVC , vrcholová výdechová rychlost (PEF), maximální výdechová rychlost (FEF) na úrovni 25 %, 50 % a 75 % usilovné výdechové vitální kapacity (FEF 25 % FVC, FEF 50 % FVC a FEF 75 % FVC) a tzv. plocha pod výdechovou křivkou (A_{ex}). Tyto parametry byly porovnány s referenčními hodnotami (Cotes, Chinn, Quanjer et al., 1993; American Thoracic Society 1995; Wanger, Clausen, Coates et al., 2005; Pellegrino, Viegi, Brusasco et al., 2005).

**Pozn.: Parametry FEV_2 a FEV_3 byly získány jen u 23/30 (77%) vyšetřených probandů, a to z důvodu horší spolupráce. Parametr FEV_1 a parametry odvozené však uvádíme standardně, a to u všech vyšetřovaných.*

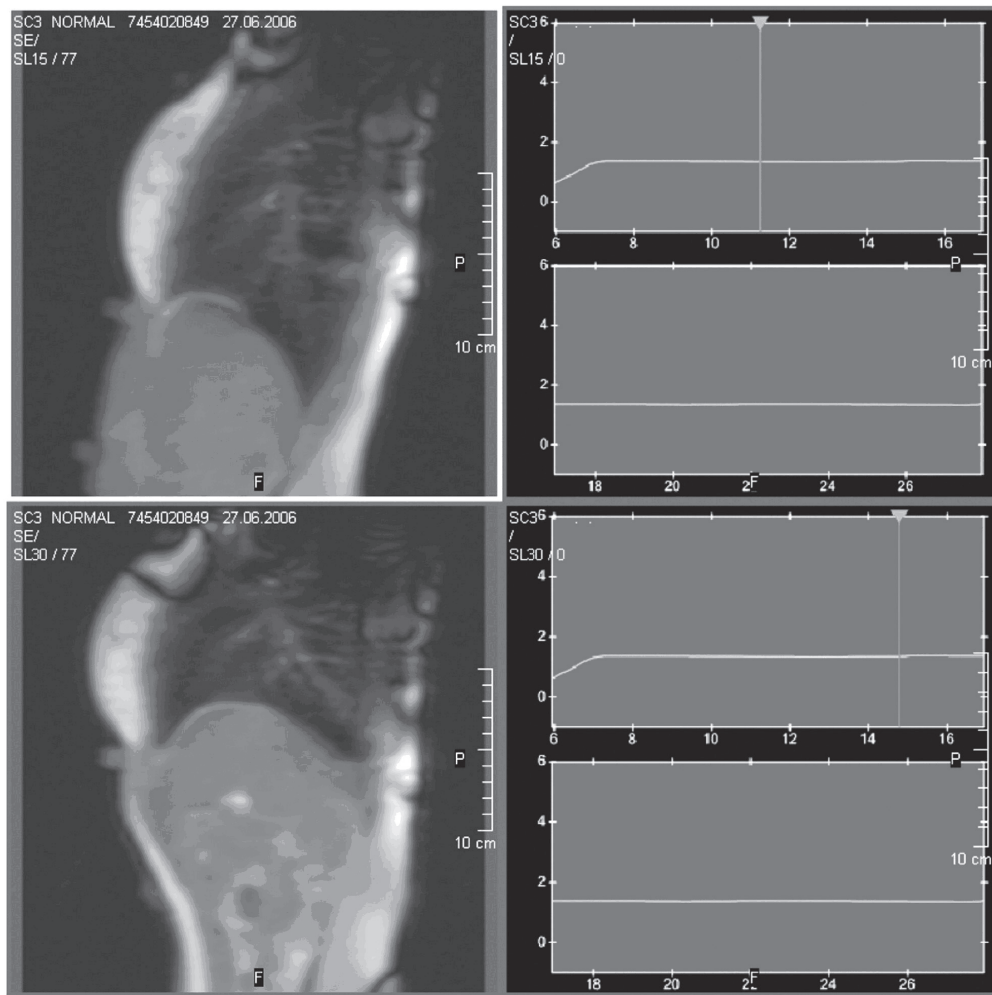
U všech jedinců zařazených do našeho souboru bylo provedeno též vyšetření funkce respiračního svalstva, a to především hlavního inspiračního svalu – bránice. Pro naši práci jsme zvolili metodu měření maximálních okluzních tlaků (respiratory muscle strength) v průběhu inspira (PI_{max}) a expira (PE_{max}) (ATS/ERS Statement on Respiratory Muscle Testing, 2002). Maximální inspirační tlak (PI_{max}) byl měřen po dosažení maximální výdechové polohy (poloha reziduálního objemu) a následném uzavření elektronické záklopy (shutter). Maximálního nádechového tlaku PI_{max} bylo dosaženo za 0,5–1 s (Muellerův manévr). Maximální nádechové úsilí bylo udržováno po dobu 1,5–2,5 s, maximálně však 3,0 s. Bylo provedeno 5 pokusů, nejlepší byl použit pro vyhodnocení a porovnán s referenčními hodnotami. Maximální expirační tlak (PE_{max}) byl měřen po dosažení maximální nádechové polohy (poloha TLC) a následném uzavření elektronické záklopy (shutter). Maximálního výdechového tlaku bylo dosaženo za 0,5–1 s (Valsalvův manévr). Maximální výdechové úsilí bylo udržováno po dobu 1,5–2,5 s, maximálně však 3,0 s. Bylo provedeno 5 pokusů, nejlepší byl použit pro další zpracování. Výsledné parametry byly porovnány s referenčními hodnotami, vyjádřeny v % normy a následně statisticky zpracovány.

Pozn.: výsledek spirometrického měření a měření PI_{max} a PE_{max} je závislý na míře spolupráce vyšetřujícího a vyšetřovaného probanda. Výsledek měření závisí na kvalitní trvalé kontrole řádného dosažení požadovaných plicních objemů (např. dosažení TLC versus RV polohy při vyšetření funkce respiračního svalstva nebo ustavení stabilní klidové výdechové polohy při měření plicních objemů apod.). Výsledek měření však závisí též na na patřičném volném úsilí, které musí vyšetřovaný proband během vyšetření vyvinout. Z těchto důvodů byla veškerá vyšetření a příslušná instruktáž probandů prováděna jediným erudovaným vyšetřujícím.

3.2.5 Synchronizace spirografického záznamu a dynamické sekvence MR obrazů

Snímání dechové křivky pomocí spirografického záznamu bylo synchronizováno se zahájením sekvence snímání obrazu. Poté byly jednotlivé obrazy spirografické křivky s časovou značkou převedeny do formátu DICOM a synchronizovány s dynamickou sekvencí pohybu bránice. Na prohlížeči DICOM obrazů Scanview tak bylo možné sledovat synchronizovaný průběh spirografické křivky a odpovídající pohyb bránice (obr. 20, příloha č. 1).

Vzájemně jsme porovnali sekvenci s normálním klidným dýcháním spolu se sekvencí při zadrženém dechu a zvýšením nitrobřišního tlaku pomocí měření rozsahu pohybů bránice a vzájemnou subtrakcí maximálních kaudálních a kraniálních poloh.



Obr. 20. Dynamická sekvence MR obrazů synchronizovaná se spirometrickým vyšetřením. Funkce bránice během posturální aktivity při zadrženém dechu.

3.2.6 EMG vyšetření

Abychom prokázali, že zaznamenané pohyby bránice jsou výsledkem její aktivní kontrakce, provedli jsme EMG vyšetření za stejných situací, tj. při klidovém dýchání a při zpevnění břišní dutiny během posturální aktivity. EMG vyšetření bránice koncentrickou jehlovou elektrodou bylo provedeno na přístroji Medenec Synergy disponujícím pěti kanály. Elektroda byla zavedena do oblasti 7. mezižeberního prostoru v medioklavikulární čáře vpravo dle Boltona. Pro získání EMG záznamu bylo nutné při zavádění elektrod přesně identifikovat bránici. Při vpichu jehly do m. intercostalis externus, který je aktivní při nádechu, jsou skupiny motorických jednotek (MUP) středně velké a aktivované v inspiraci. Při hlubším vpichu jehla prochází skrze m. intercostalis internus, který se aktivuje v expiraci. MUP při výdechu jsou střední velikosti. Průnik jehly do bránice se hodnotí na podkladě dvou charakteristik. Bránice se za běžných podmínek aktivuje v inspiraci a má typicky nižší a mírně užší MUP. Prostřednictvím těchto dvou charakteristik jsme se v průběhu vyšetření opakovaně přesvědčovali, že jehla je skutečně zavedena v bráničním svaly. Poloha jehly byla před každou registrací korigována tak, aby splňovala tyto předpoklady. Synchronně s měřením EMG aktivity bylo provedeno spirometrické měření (ad metoda spirografického záznamu).

3.2.7 Statistika

Pro statistické vyhodnocení byly použity následující metody: Pro posouzení normality sledovaného souboru byl použit Kolmogorovův-Smirnovův test. Pro porovnání naměřených a referenčních (normálních) hodnot byl použit jednovýběrový dvoustranný (2-tailed) a párový dvoustranný (2-tailed) t-test. Pro posouzení případných souvislostí mezi sledovanými parametry z různých měření byl použit Pearsonův korelační test. Pro ověření validity výsledků Pearsonova korelačního testu byl dále proveden test rozdílnosti dvou závislých korelačních koeficientů. Pro výše uvedené účely byl použit statistický program SPSS ver. 15 a program SISA (pro test rozdílnosti dvou závislých korelačních koeficientů). Jako statisticky významná hladina byla stanovena hodnota $p < 0,05$.

4 Výsledky

Výsledky obsahují:

- srovnání pohybu bránice při klidovém dýchání a za posturální aktivity během dýchání (situace 1 versus 2a – popis viz kap. 3.2)
- srovnání pohybu bránice při klidovém dýchání a za posturální aktivity při zadržném dechu (situace 1 versus 2b – popis viz kap. 3.2)
- korelaci výsledků MRI a spirometrických funkcí
- výsledky EMG vyšetření

4.1 Funkce bránice při klidovém dýchání a za posturální aktivity během dýchání

Jedná se o situaci 1 versus 2a, která je popsána v kap. 3.2.

4.1.1 Tlak horních a dolních končetin proti odporu při klidovém dýchání

Při tomto měření jsme porovnali obsah srpku tvořený nejkranialnější (expirační) a nejkauzálnější (inspirační) polohou bránice během klidového dýchání. Jedinec během dýchání prováděl pohyb proti odporu horních a pak dolních končetin (obr. 21). Hodnoty jsou uvedeny v tabulce 1.

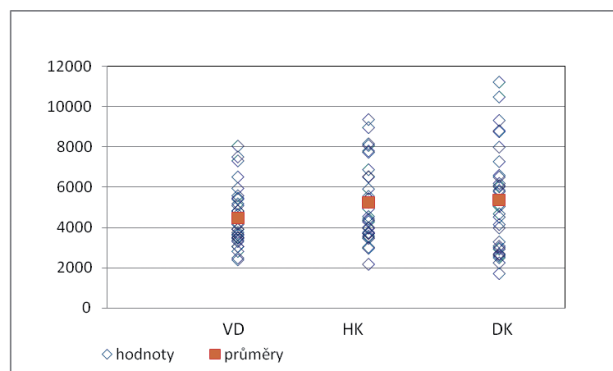
N=30	Průměr	95% interval spolehlivosti		Medián	SD	Minimum	Maximum
		Dolní mez	Horní mez				
Klidové dýchání	4486,6	3932,1	5041,2	4040,0	1485,19	2395	8053
Horní končetiny proti odporu	5269,7	4547,1	5992,3	4741,5	1935,10	2173	9375
Dolní končetiny proti odporu	5373,4	4405,1	6341,8	5090,0	2593,37	1709	11238
Rozdíl HK proti odporu – klidové dýchání	783,1	213,8	1352,3	531,5	1524,50	-3238	4755
Rozdíl DK proti odporu – klidové dýchání	886,8	196,6	1577,0	681,5	1848,44	-2400	5316

Tab. 1. Maximální plocha srpku bránice při dýchání (mm²)

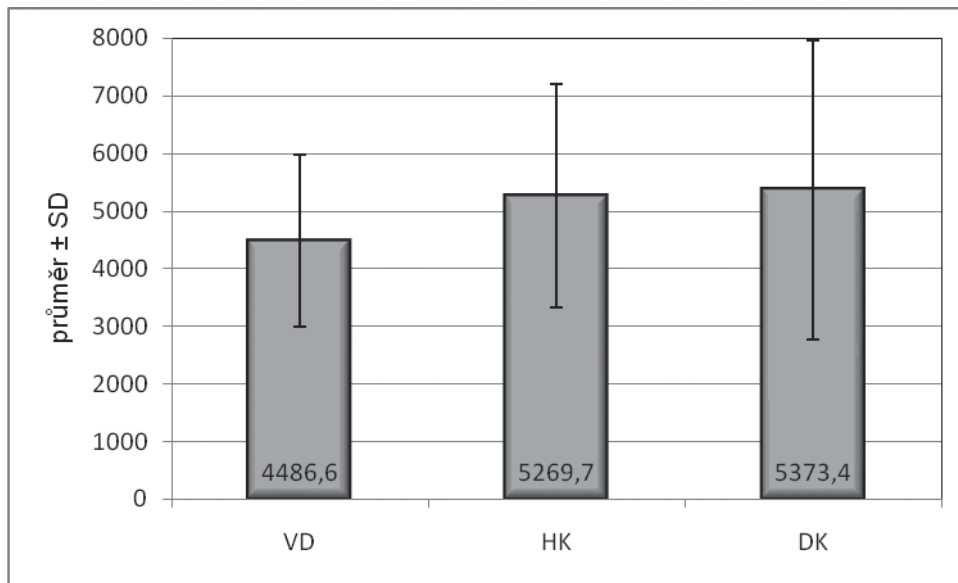
Obsah srpku tvořený nejkraniálnější (expirační) a nejkaudálnější (inspirační) polohou bránice během tlaku horních končetin proti odporu, kdy jedinec dýchal, tj. při kombinaci dechové a posturální aktivity, je signifikantně rozdílný proti klidovému dýchání ($p=0,009$). Průměrný rozdíl je $783,1 \text{ mm}^2$. Obdobně signifikantní rozdíl ($p=0,019$) je při tlaku dolních končetin proti odporu. Znamená to, že obsah srpku tvořený inspirační a expirační obalovou křivkou bránice během tlaku horních a dolních končetin proti odporu, kdy jedinec dýchal, je větší než u klidového dýchání. Při tlaku dolních končetin proti odporu je obsah srpku mírně větší, než je tomu u horních končetin, ale rozdíl není signifikantní ($p=0,75$) (graf 1, 2).



Obr. 21. Zobrazení polohy bránice u vybraného jedince. Zelenou konturou je zobrazena poloha bránice při klidovém dýchání, tj. inspirační a expirační poloha. Modrou konturou je označena inspirační a expirační poloha, kdy vyšetřovaný proband tlačil dolními končetinami proti odporu, a žlutou konturou, kdy vyšetřovaný tlačil horními končetinami proti odporu.



Graf 1. Maximální obsah srpku bránice (mm^2) při klidovém dýchání (VD), při dýchání, kdy horní končetiny působí proti odporu (HK), a při dýchání, kdy dolní končetiny působí proti odporu (DK). Znáznorněny jsou hodnoty všech 30 respondentů a průměr.



Graf 2. Maximální obsah srpku bránice (mm²) při klidovém dýchání (VD), při dýchání, kdy horní končetiny působí proti odporu (HK), a při dýchání, kdy dolní končetiny působí proti odporu (DK). Znáznorněna je průměrná hodnota \pm SD.

Shrnutí nálezu

Během dýchání při posturální aktivitě je oploštění (kontrakce) bránice výrazně vyšší, než je tomu při klidovém dýchání.

4.1.2 Posturální aktivita bránice – tlak horních končetin proti odporu během dýchání

Jedná se o situaci 2a, která je popsána v kap. 3.2.

A. Kaudální poloha bránice (zaznamenaná v inspirační poloze) se proti klidovému dýchání posune signifikantně směrem dolů (obr. 22). Největší posun kaudálním směrem byl zaznamenan v bodu D: $-10,53 \pm 2,47$ (průměr \pm SE), $p < 0,001$. Statisticky významný posun byl zaznamenan ještě v bodech B a C (tab. 2), tyto body však vykazovaly posun statisticky méně významný. Pro zdůraznění významu bodů B a D uvádíme rozdíl (získaný matematickou subtrakcí) mezi posunem v obou pozicích (B a D) – viz poslední řádek tabulky 2.

					Jednovýběrový 2-tailed t-test
Pozice	N	Průměr	SD	SE	p
A	6	0,23	5,50	2,24	0,9224
B	29	-4,01	9,56	1,77	0,0319
C	30	-6,65	10,13	1,85	0,0012
D	30	-10,53	13,53	2,47	0,0002
E	23	-4,99	13,98	2,92	0,1008
B – D	29	6,32	9,08	1,67	0,001

Tab. 2. Změny dolní polohy bránice při HK proti odporu (dýchá) proti klidovému dýchání

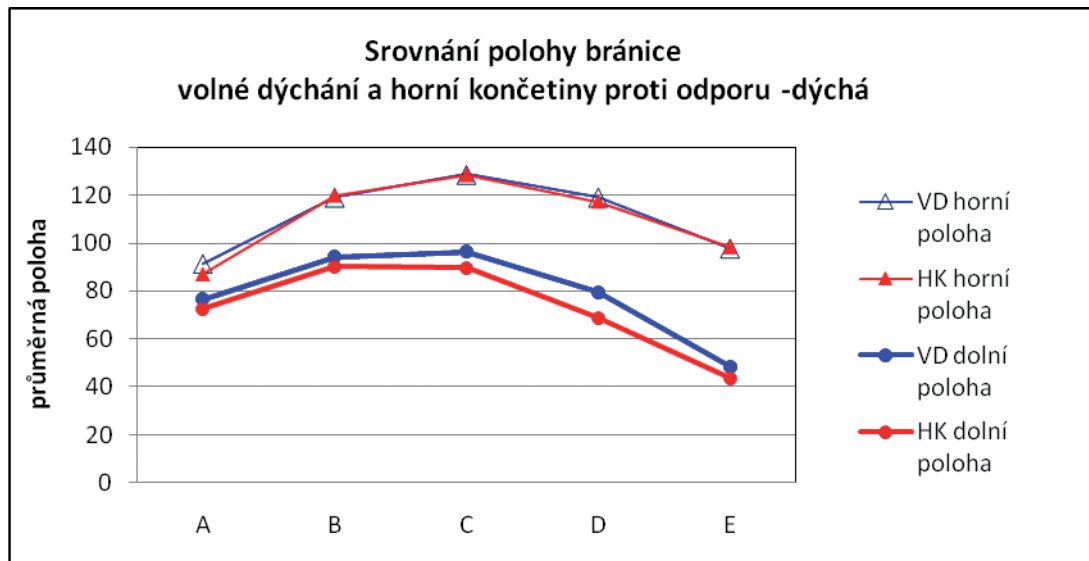


Obr. 22. Zobrazení nádechové a výdechové polohy bránice u vybraného jedince. Zelenou barvou je zobrazena kontura bránice při klidném dýchání, tj. inspirační a expirační poloha. Modrou barvou je vyznačena inspirační a expirační poloha, kdy jedinec tlačil dolními končetinami proti odporu.

B. Když pacient dýchá a tlačí přitom horními končetinami proti odporu, horní poloha (expirační) bránice se proti klidovému dýchání signifikantně nemění (tab. 3, graf 3). Pokles je v pozici D, tj. v její lumbální části (v průměru pouze o 1,87). Srovnání kaudálního posunu v pozici B a v pozici D se blíží významnosti (poslední řádek tabulky 3).

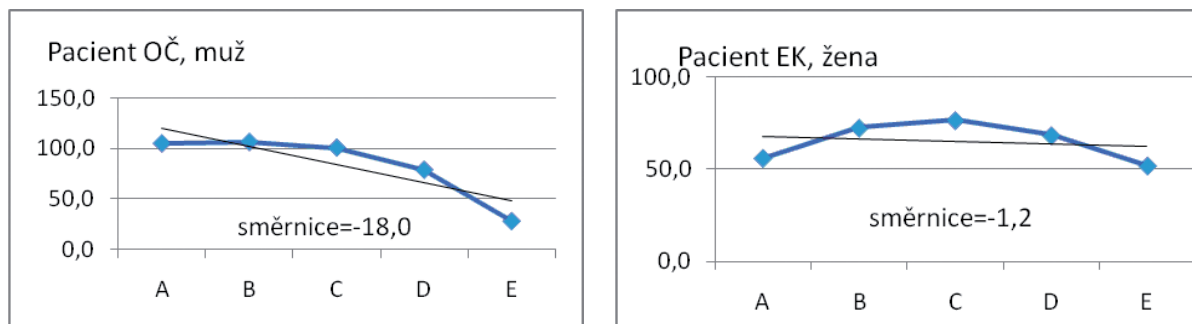
					Jednovýběrový t-test
Pozice	N	Průměr	SD	SE	p
A	6	-2,51	13,12	5,36	0,660
B	29	0,66	5,72	1,06	0,539
C	30	-0,14	7,46	1,36	0,921
D	30	-1,87	9,80	1,79	0,305
E	23	-1,43	10,25	2,14	0,511
B–D	29	2,69	7,24	1,34	0,055

Tab. 3. Změny horní polohy bránice při HK proti odporu (dýchá) proti klidovému dýchání



Graf 3. Srovnání dolní a horní polohy bránice při klidovém dýchání a při dýchání spojeném s posturální aktivitou (tlak horních končetin proti odporu)

C. Během posturální aktivity bránice vzniká změna jejího sklonu. Náklon bránice lze kvantitativně vyjádřit velikostí směrnice přímky proložené změřenými hodnotami polohy bodů A až E. Směrnice byla počítána pro každého probanda a vždy pro dolní a horní polohu bránice. Příklad směrnice pro dolní polohu bránice při klidovém dýchání u dvou probandů je zobrazen v grafu 4.



Graf 4. Příklad: směrnice pro dolní polohu bránice při klidovém dýchání u dvou probandů

Průměrná hodnota směrnice dolní polohy bránice (sklon nádechové polohy bránice) při klidovém dýchání je $-7,3 \pm 4,2$, zatímco průměrná hodnota směrnice dolní polohy (inspirační) bránice při tlaku horních končetin proti odporu je $-10,1 \pm 5,6$. Rozdíl je $2,78 \pm 4,7$. Změna je signifikantní, párový t-test $p=0,004$.

Průměrná hodnota směrnice **horní** polohy bránice při klidovém dýchání je $0,33 \pm 4,2$, zatímco průměrná hodnota směrnice horní polohy bránice při horních končetinách proti odporu je $-1,56 \pm 4,9$. Rozdíl $= 1,9 \pm 3,8$. Změna je signifikantní, párový t-test $p=0,002$.

Shrnutí nálezu

Při posturální aktivitě vyvolané pohybem horních končetin proti odporu se bránice výrazně oplošťuje (obr. 22). Aktivita je mírně vyšší v lumbální části než v části kostální.

Horní (expirační) poloha bránice během klidového dýchání a během dýchání spojeného s posturální aktivitou je také rozdílná. Nižší poloha v jejím expiračním postavení (především v bodě D – lumbální části) svědčí o vyšší tonické aktivitě během expirace.

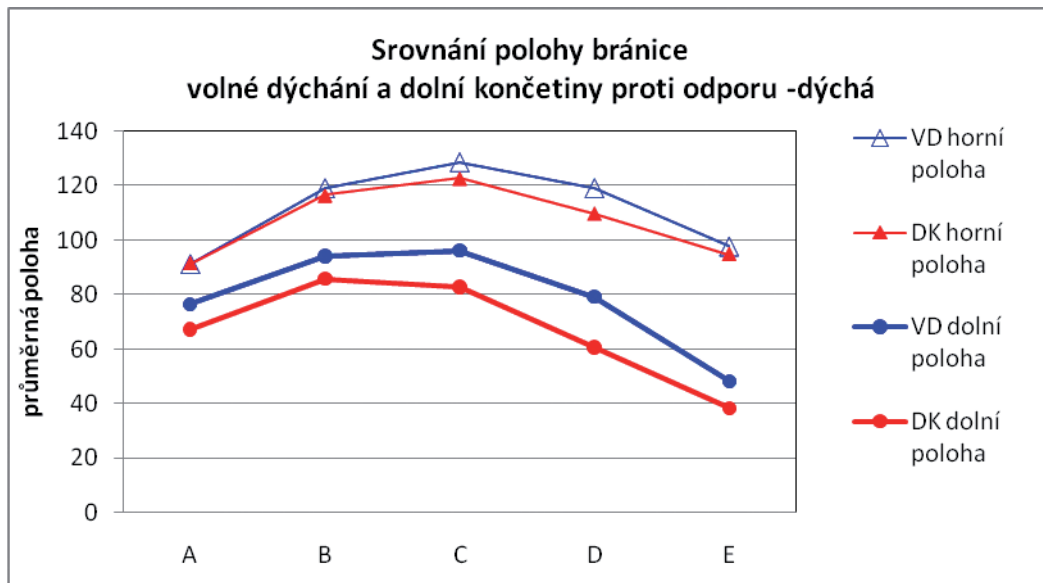
Dolní poloha bránice vykazuje větší sklon za situace, kdy jedinec dýchá a tlačí horními končetinami proti odporu, než při klidovém dýchání. Horní poloha bránice při stejné situaci vykazuje také větší sklon, ale rozdíl je menší. Opět to potvrzuje tonickou aktivitu bránice během posturální aktivity v její expirační poloze.

4.1.3 Posturální aktivita bránice – tlak dolních končetin do flexe proti odporu během dýchání

- A. Obsah srpku bránice je proti klidovému dýchání signifikantně vyšší (podrobně viz tab. 1, grafy 1, 2 a obr. 23). Dolní poloha bránice se posune signifikantně směrem dolů (tab. 4 a graf 5). Největší posun je v pozici D (v průměru o 18,6). Je to signifikantně větší posun než v pozici B. Horní poloha bránice se posune signifikantně směrem dolů (tab. 5 a graf 5). Největší posun je v pozici D (v průměru o 9,2). Je to signifikantně větší posun než v pozici B.

Pozice	N	Průměr	SD	SE	Jednovýběrový t-test
					p
A	4	-8,89	17,77	8,89	0,39
B	29	-8,44	14,22	2,64	0,003
C	30	-13,54	16,68	3,05	0,0001
D	30	-18,64	21,45	3,92	0,00005
E	20	-9,50	18,60	4,16	0,034
B – D	29	9,76	14,53	2,70	0,001

Tab. 4. Změny dolní polohy bránice při DK proti odporu (dýchá) proti klidovému dýchání



Graf 5. Srovnání dolní a horní polohy bránice při klidovém dýchání a při dýchání spojeném s posturální aktivitou (tlak dolních končetin proti odporu)



Obr. 23. Obrázek obrysu nádechové a výdechové polohy bránice u vybraného jedince. Zelenou barvou je zobrazena kontura bránice při klidovém dýchání, tj. inspirační a expirační poloha. Modrou barvou je vyznačena inspirační a expirační kontura, kdy jedinec tlačil dolními končetinami proti odporu.

Pozice	N	Průměr	SD	SE	Jednovýběrový t test
					P
A	4	1,03	3,23	1,62	0,57
B	29	-2,59	7,27	1,35	0,065
C	30	-5,74	9,77	1,78	0,003
D	30	-9,21	14,37	2,62	0,001
E	20	-4,99	9,49	2,12	0,030
B - D	29	6,60	9,60	1,78	0,010

Tab. 5. Změny horní polohy bránice při DK proti odporu (dýchá) proti klidovému dýchání

- B.** Průměrná hodnota směrnice dolní polohy bránice při klidovém dýchání je $-7,3 \pm 4,2$. Průměrná hodnota směrnice dolní polohy bránice při dolních končetinách proti odporu je $-11,9 \pm 7,6$. Rozdíl je $4,8 \pm 7,3$. Změna je signifikantní, párový t-test $p=0,004$.
- C.** Průměrná hodnota směrnice horní (expirační) polohy bránice při klidovém dýchání je $0,33 \pm 4,2$, zatímco průměrná hodnota směrnice horní polohy bránice při horních končetinách proti odporu je $-3,5 \pm 5,8$. Rozdíl je $3,9 \pm 4,9$. Změna je signifikantní, párový t-test $p=0,0002$.

Shrnutí nálezu

Dolní poloha bránice se posune signifikantně směrem dolů a proti inspirační poloze klidového dýchání se více aktivuje její lumbální část (bránice vykazuje větší sklon – výraznější aktivita v její lumbální části). Horní poloha (expirační) bránice je během klidového dýchání a během dýchání spojeném s posturální aktivitou také rozdílná. Nižší poloha v jejím expiračním postavení (především v bodě D – lumbální části) svědčí o vyšší tonické aktivitě během expirace. Expirační poloha bránice vykazuje také větší sklon než při klidovém dýchání.

4.2 Srovnání pohybu bránice při klidovém dýchání a za posturální aktivity při zadrženém dechu

Jedná se o situaci 1 versus 2b, která je popsána v kap. 3.2.

4.2.1 Tlak horních končetin proti odporu při zadrženém dechu

Zadržení dechu a tlak proti odporu probíhaly během celé 20sekundové sekvence a zadržení dechu bylo monitorováno synchronním spirometrickým měřením.

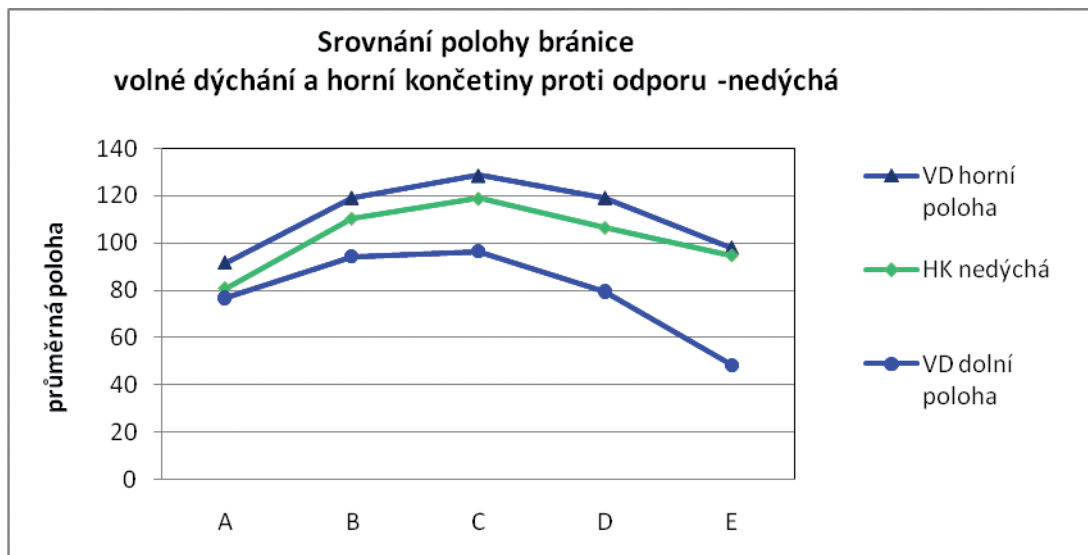
- A.** Bránice se při posturální aktivitě, kdy jedinec tlačí horními končetinami proti odporu a zadrží dech (zavře epiglottis), oplošťuje, tj. dochází k její kontrakci. Poloha bránice je posunuta dolů proti horní (expirační) poloze při klidovém dýchání (tab. 6 a graf 6, obr. 24). Poloha bránice však u většiny jedinců nedosahuje úrovně inspirační polohy při klidovém dýchání (tab. 7 a graf 6).

					Jednovýběrový t-test
Pozice	N	Průměr	SD	SE	p
A	3	4,10	2,74	1,58	0,12
B	29	16,17	13,37	2,48	4,6E-07
C	30	22,56	17,23	3,14	6,8E-08
D	30	27,03	21,95	4,01	2,1E-07
E	23	40,84	26,97	5,62	2,8E-07
B-D	29	-10,65	13,22	2,46	0,0002

Tab. 6. Změny polohy bránice při HK proti odporu (nedýchá) proti dolní poloze při klidovém dýchání

					Jednovýběrový t-test
Pozice	N	průměr	SD	SE	p
A	3	10,48	1,58	0,91	0,01
B	29	8,82	15,59	2,89	5,0E-03
C	30	9,75	18,99	3,47	8,7E-03
D	30	12,72	23,53	4,30	6,1E-03
E	23	7,25	23,46	4,89	1,5E-01
B-D	29	-4,62	12,87	2,39	0,0634

Tab. 7. Změny polohy bránice při HK proti odporu (nedýchá) proti horní poloze při klidovém dýchání

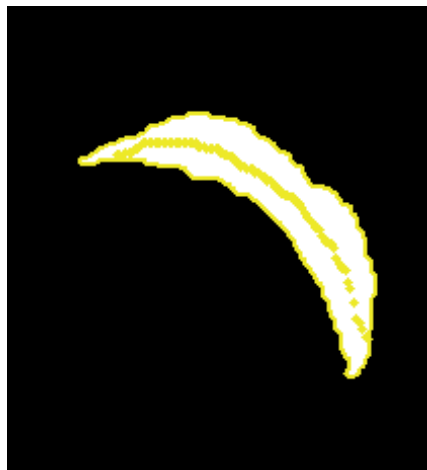


Graf 6. Srovnání polohy horní a dolní polohy bránice při klidovém dýchání a posturální aktivitě (tlak horních končetin proti odporu), kdy jedinec zadržel dech

- B.** V pozicích D a E dochází k menšímu oploštění bránice než v bodě B, tj. opačně, než je tomu v případě posturální aktivity během dýchání. Srovnání posunu v pozici B a pozici D je v posledním řádku tabulky 4.). Průměrná hodnota směrnice dolní polohy bránice při klidovém dýchání je $-7,3 \pm 4,2$, zatímco průměrná hodnota směrnice polohy bránice při tlaku horních končetin proti odporu, kdy jedinec nedýchal je $-2,4 \pm 6,6$ (menší sklon, přibližuje se vodorovné poloze). Rozdíl je $4,75 \pm 6,8$. Změna je signifikantní, párový t-test $p=0,001$.

Shrnutí nálezu

Bránice se při posturální aktivitě, kdy je zadržán dech, kontrahuje. Poloha bránice při tlaku HK proti odporu, kdy jedinec nedýchá, vykazuje menší sklon než dolní poloha bránice při klidovém dýchání. Při posturální aktivitě během dýchání je tomu rozdílně, bránice se snižuje více v bodu D, tj. bránice se aktivuje více v lumbální části.



Obr. 24. Záznam aktivity při tlaku horních končetin proti odporu při zadržném dechu u vybraného jedince. Mezi nádechovou a výdechovou polohou (zobrazena žlutou konturou) klidového dýchání je zvýrazněna poloha, kterou bránice zaujímala při tlaku horních končetin proti odporu, když jedinec nedýchal. Došlo k oploštění bránice resp. její kontrakci proti výdechové poloze.

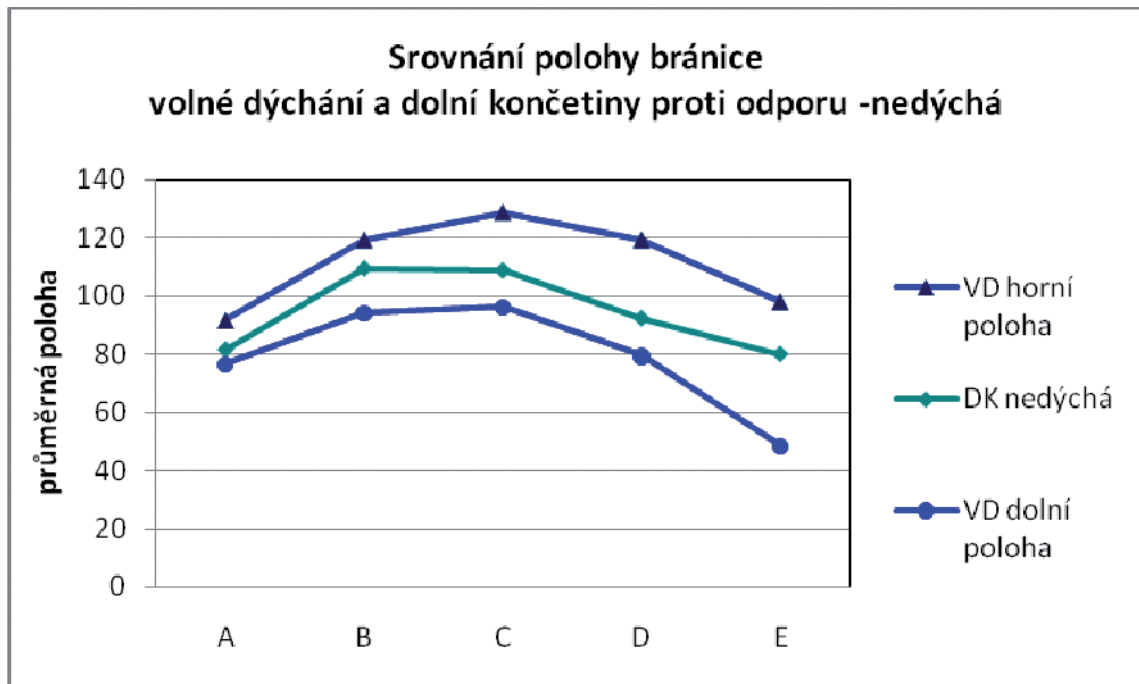
4.2.2 Tlak dolních končetin proti odporu při zadržném dechu

Zadržní dechu a tlak proti odporu probíhaly během celé 20sekundové sekvence a byly monitorovány synchronním spirometrickým měřením.

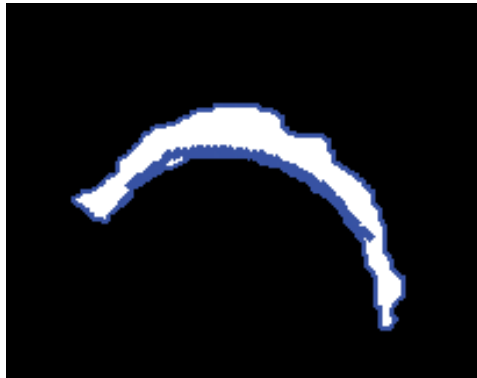
- A.** Poloha bránice při posturální aktivitě bránice, kdy jedinec tlačí dolní končetiny do flexe proti odporu a nedýchá, je proti horní poloze (expirační) při klidovém dýchání posunuta dolů (tab. 8 a graf 7). Rozdíl v posunu v pozicích B a D je signifikantní.
- B.** Obdobně jako u horních končetin poloha bránice během aktivace, kdy dolní končetiny tlačí proti odporu a jedinec nedýchá, nedosahuje u většiny jedinců dolní polohy jako při klidovém dýchání (tab. 8 a graf 7, obr. 25). Na rozdíl od odporu horních končetin se neliší posun v pozicích B a D (u horních končetin je výraznější oploštění v bodu D, tj. v lumbální části).
- C.** Poloha bránice při tlaku DK proti odporu, kdy jedinec nedýchá, nevykazuje signifikantně odlišný sklon proti dolní poloze bránice při klidovém dýchání.

Pozice	N	Průměr	SD	SE	Jednovýběrový t-test
					Sig. (2-tailed)
A	5	9,30	10,20	4,56	0,11
B	28	14,16	13,77	2,60	0,00001
C	30	12,44	21,24	3,88	0,003
D	30	12,90	30,69	5,60	0,029
E	18	24,76	27,32	6,44	0,001
B – D	28	-1,17	19,29	3,65	0,75

Tab. 8. Změny polohy bránice při DK proti odporu (nedýchá) proti dolní poloze při klidovém dýchání



Graf 7. Srovnání horní a dolní polohy bránice při klidovém dýchání a posturální aktivitě (tlak dolních končetin proti odporu), kdy jedinec zadržel dech



Obr. 25. Záznam aktivity při tlaku dolních končetin proti odporu při zadržném dechu u vybraného jedince. Mezi nádechovou a výdechovou polohou (zobrazena modrou konturou) klidového dýchání je zvýrazněna poloha, kterou bránice zaujímala při tlaku dolních končetin proti odporu, když jedinec nedýchal. Došlo k oploštění bránice, resp. její kontrakci proti výdechové poloze.

Shrnutí nálezu

Bránice se během aktivace, kdy dolní končetiny tlačí proti odporu a jedinec nedýchá, oplošťuje, ale u většiny jedinců nedosahuje inspirační polohy klidového dýchání. Při kontrakci se na rozdíl od horních končetin nemění sklon.

4.3 Korelace výsledků MR a spirometrických funkcí

- A. Obsah srpku bránice během klidového dýchání vykazuje **pozitivní** korelaci s funkčními plicními parametry FEV_1 , FEF25, FEF50, A_{ex} . Byla prokázána vždy pozitivní korelace, tzn. většímu odpovídá větší. Nejvýraznější je korelace s FEF25 ($r=0,51$ $p=0,007$) (tab. 9).
- B. Obsah srpku bránice, kdy **dolní končetiny působí proti odporu**, koreluje signifikantně s následujícími funkčními plicními parametry VC_{in} , VC_{ex} , FVC, FEV_1 , PEF, FEF25 a A_{ex} ; závislosti vykazují vždy pozitivní korelaci. Nejvýraznější je korelace s parametrem FEF25 ($r=0,495$, $p=0,0087$), dále s A_{ex} ($r=0,488$, $p=0,0098$) – viz tab. 9.

Testem rozdílnosti dvou závislých korelačních koeficientů byl prokázán signifikantní rozdíl mezi velikostí korelačního koeficientu obsahu srpku při klidovém dýchání – plicní funkce FEF25 a korelačního koeficientu obsahu srpku při HK proti odporu – plicní funkce FEF25.

Podobně i pro FEV_1 , FEF50, A_{ex} .

C. Obsah srpku bránice při její posturální aktivaci (tj. obsah srpku tvořený nejkranialnějši a nejkaudálnějši polohou bránice při tlaku **horních končetin proti odporu**) s funkčními plicními parametry nekoreluje (veškeré závislosti jsou nesignifikantní).

Shrnutí

Obsah srpku bránice vymezený inspirační a expirační polohou bránice během klidového dýchání koreluje s plicními funkcemi FEV_1 , FEF25, FEF50, A_{ex} .

Významně slabší korelace obsahu srpku bránice s plicními funkcemi byla prokázána při tlaku horních končetin proti odporu.

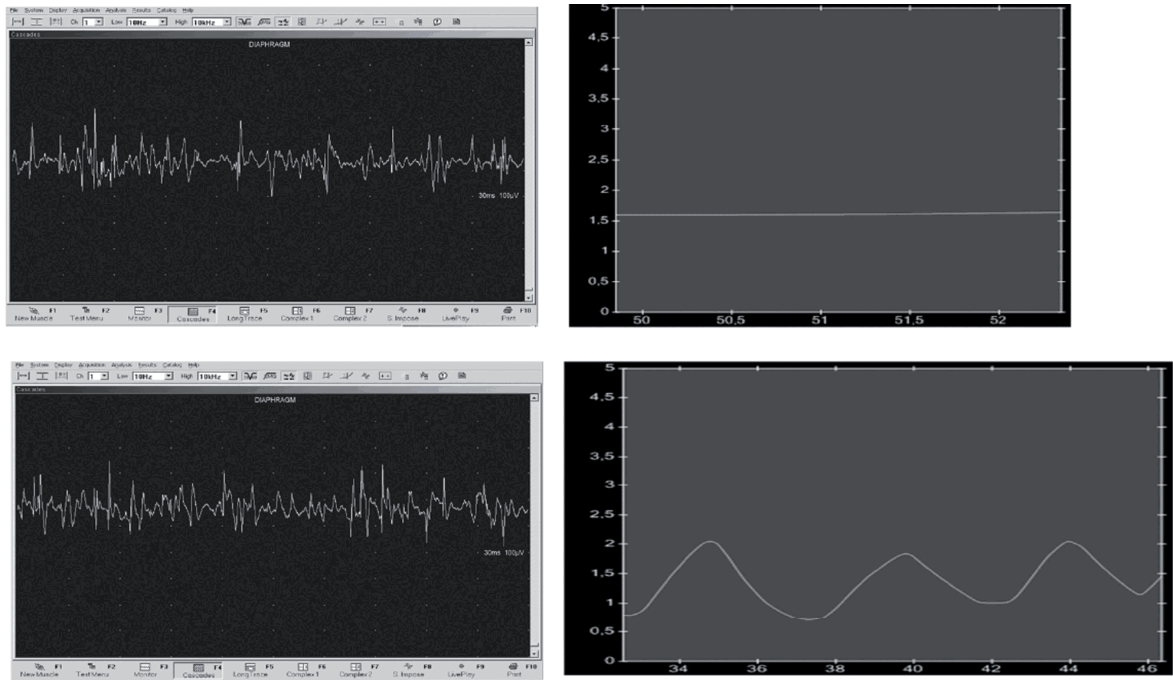
Obsah srpku bránice vymezený inspirační a expirační polohou při posturální aktivitě, kdy dolní končetiny tlačí proti odporu, signifikantně koreluje s plicními funkcemi VC_{in} , VC_{ex} , FVC, FEV_1 , PEF, FEF25, A_{ex} . Nejvýraznější korelace je s FEF25.

		Obsah srpku Klidové dýchání	Obsah srpku DK proti odporu	Obsah srpku HK proti odporu	Sklon bránice dolní poloha VD
vc_{in}	Pearson Correlation r=	0,273	0,422	0,067	-0,496
	Sig. (2-tailed)	0,1675	0,0282	0,7385	0,0100
	N	27	27	27	26
vc_{ex}	Pearson Correlation	0,287	0,470	0,094	-0,469
	Sig. (2-tailed)	0,1469	0,0134	0,6421	0,0157
	N	27	27	27	26
IC	Pearson Correlation	0,010	0,200	0,048	-0,015
	Sig. (2-tailed)	0,9600	0,3183	0,8139	0,9429
	N	27	27	27	26
ERV	Pearson Correlation	0,274	0,306	0,054	-0,436
	Sig. (2-tailed)	0,1672	0,1207	0,7896	0,0262
	N	27	27	27	26
VT	Pearson Correlation	0,308	-0,018	0,305	-0,104
	Sig. (2-tailed)	0,1179	0,9278	0,1220	0,6115
	N	27	27	27	26
FVC	Pearson Correlation	0,282	0,463	0,086	-0,467
	Sig. (2-tailed)	0,1537	0,0149	0,6711	0,0162
	N	27	27	27	26
FEV₁	Pearson Correlation	0,387	0,423	-0,049	-0,575
	Sig. (2-tailed)	0,0464	0,0279	0,8085	0,0021
	N	27	27	27	26
FEV₂	Pearson Correlation	0,335	0,392	-0,038	-0,638
	Sig. (2-tailed)	0,1382	0,0791	0,8705	0,0025
	N	21	21	21	20
FEV₃	Pearson Correlation	0,325	0,397	-0,018	-0,795
	Sig. (2-tailed)	0,2032	0,1151	0,9445	0,0002
	N	17	17	17	16
FEV₁%M	Pearson Correlation	0,109	-0,235	-0,277	-0,101
	Sig. (2-tailed)	0,5890	0,2381	0,1618	0,6227
	N	27	27	27	26
PEF	Pearson Correlation	0,366	0,411	-0,049	-0,456
	Sig. (2-tailed)	0,0607	0,0331	0,8070	0,0192
	N	27	27	27	26
FEF25	Pearson Correlation	0,509	0,495	-0,001	-0,389
	Sig. (2-tailed)	0,0067	0,0087	0,9967	0,0492
	N	27	27	27	26
FEF50	Pearson Correlation	0,485	0,340	0,087	-0,300
	Sig. (2-tailed)	0,0104	0,0823	0,6658	0,1362
	N	27	27	27	26
FEF75	Pearson Correlation	0,265	-0,030	-0,230	-0,452
	Sig. (2-tailed)	0,1819	0,8824	0,2484	0,0205
	N	27	27	27	26
A_{ex}	Pearson Correlation	0,432	0,488	-0,005	-0,576
	Sig. (2-tailed)	0,0243	0,0098	0,9787	0,0021
	N	27	27	27	26
PI_{max}	Pearson Correlation	0,137	0,059	-0,020	-0,177
	Sig. (2-tailed)	0,4942	0,7708	0,9223	0,3860
	N	27	27	27	26
PE_{max}	Pearson Correlation	0,321	0,341	0,196	-0,091
	Sig. (2-tailed)	0,1020	0,0815	0,3268	0,6568
	N	27	27	27	26

Tab. 9. Korelace výsledků MRI a spirometrických funkcí. Kladné hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu r ve vztazích obsah srpku versus funkčních plicních parametrů (VC_{in} apod.) znamenají, že nárůst parametru obsah srpku odpovídá nárůstu parametru korelujícího. Záporné hodnoty koeficientu r ve vztazích týkajících se sklonu bránice znamenají, že nárůst funkčních plicních parametrů odpovídá menší směrnici (tj. větší záporné číslo čili výraznější sklon bránice).

4.4 Výsledky EMG vyšetření

Při EMG vyšetření byly během inspiraie zaznamenány potenciály s amplitudou do 250 μV (obr. 26). Při aktivaci bránice během posturální aktivity, kdy jedinec nedýchal jsme zaznamenali potenciály s amplitudou do 250 μV . Citlivost při měření byla 100 μV na dílek a časová základna 300 ms na obrazovku.



Obr. 26. EMG aktivita synchronizovaná se spirometrickým vyšetřením během posturální aktivity a během klidového dýchání

DISKUSE

Bránice je obecně považována za hlavní dechový sval, proto je ve výzkumu zaměřena největší pozornost na ventilační (dechovou) funkci bránice. Další zásadní funkci bránice, tj. funkci posturální, byla dosud věnována jen minimální pozornost.

Výsledky měření potvrdily, že se bránice významně zapojuje do posturální aktivity, a to jak v případě, kdy jedinec dýchá, tak i při nerespirační aktivitě. Výsledky také ukazují, že aktivace bránice se při posturální funkci nekontrahuje ve všech svých částech homogenně, ale jednotlivé části se zapojují odlišně; tomu odpovídá tvar kontury při kontrakci. Znamená to, že bránice se nezapojuje při zpevnění trupu homogenně (jako funkční jednotka), ale její jednotlivé části se mohou aktivovat odlišně.

Při hodnocení funkce bránice si uvědomujeme, že při popisu její funkce se nelze obejít bez znalosti její kooperace s dalšími částmi pohybového systému, a to jak v bezprostředním sousedství, tak i vzdálenějšími, neboť hrudník je příkladem situace, kterou teoretická kineziologie nazývá uzavřenou kinematickou smyčkou. V uspořádání tělesných aktivit vytvářejí tyto smyčky uzavřený a navzájem morfologicky i funkčně propojený systém.

Hlavním důvodem, proč jsme se zaměřili na sledování posturální funkce bránice, je její podíl na zpevnění páteře při působení zevních sil (cestou zvýšení nitrobřišního a nitrohruďního tlaku). V této souvislosti nás především zajímá fakt, že během překonávání vnějšího odporu (tj. zevnější působící síly) je vždy třeba zvýšit nitrobřišní tlak a tím zpevnit páteř a trup pro zapojení (recruitment) svalů upínajících se na končetiny. Na základě vlastních klinických zkušeností pozorujeme, že u jedinců s insuficiencí funkce bránice (tedy při oslabené aktivaci a koordinačně porušené synkineze bránice během zátěžových aktivit a/nebo při špatné koordinaci bránice s břišními a pánevními svaly) dochází při nutnosti zpevnění těla k přetížení páteřních segmentů. Toto se děje z důvodu nadměrné aktivity povrchových extenzorů páteře, které tuto nedostatečnost musí kompenzovat.

Přímý vliv aktivity bránice a dalších svalů stěny břišní dutiny na postavení bederní páteře a pánve hraje významnou roli v návaznosti na hybnost horních a dolních končetin, a tedy i v návaznosti na bipedální lokomoci (příloha č. 2 a 3). Porucha této posturální funkce je jedním z nejčastějších etiopatogenetických faktorů u vertebrogenních poruch. Současné práce zejména australských autorů stále častěji poukazují na to, že u jedinců s bolestmi zad je v anamnéze porušeno zapojení svalů trupu (Hodges, Gandevia, 2000). V této souvislosti je uváděn zejména m. transversus abdominis a mm. multifidi a je též zmiňován význam posturální funkce bránice; dodáváme, že tuto její funkci autoři sledovali pouze pomocí ultrazvukového a EMG vyšetření. Předpokládá se, že stabilizaci (zpevnění) páteře zajišťuje bránice svým oploštěním, během kterého vzrůstá transdiafragmatický tlak (P_{di}). Mezi jedinci však existuje

značný rozdíl v rozsahu nerespiračních pohybů bránice. Podporuje to naši klinickou zkušenost, že aktivita bránice se během své stabilizační funkce značně liší. U jedinců s chronickými vertebrogenními obtížemi je tato nerespirační aktivita menší. To zatím nebylo publikováno.

První práce o posturální funkci bránice pocházejí již z konce 60. a začátku 70. let minulého století (Skládal, 1969, 1970). Skládal a spolupracovníci (především Škarvan, Ruth a Mikulenka) byli autory řady studií na toto téma; je vhodné zde zdůraznit, že Skládalovy práce neměly ve své době k dispozici současnou moderní zobrazovací ani výpočetní techniku. Právě rozvoj této techniky umožnil v dalších letech soustředit se na výzkum funkce bránice, jejího zapojení (recruitment) v klidu a při zátěži a částečně též na studium její posturální funkce. Tímto studiem se zabývalo od poloviny 80. let několik evropských i zámořských výzkumných týmů. Z nich řadu velmi důležitých poznatků přinesla montrealská skupina profesora P. Macklema a jeho žáků. Mezi důležité poznatky patří teorie propojující bránici jako funkčně duální systém (Macklem, 1987). Podle této teorie se bránice skládá funkčně ze dvou svalů, kde jedna funkční svalová složka během inspiračního mění tvar a objem hrudníku a břicha, zatímco druhá složka mění a ovlivňuje pouze břicho samotné. Jinými slovy kostální a krurální část bránice pracuje mechanicky v sériovém zapojení, avšak pneumaticky (ventilačně) v zapojení paralelním. Tento teoretický předpoklad má souvislost s našimi závěry, tj. aktivace bránice se při posturální funkci nekontrahuje ve všech svých částech homogenně, čemuž odpovídá tvar kontury při kontrakci. Opět to znamená, že bránice se nezapojuje při zpevnění trupu homogenně (jako funkční jednotka), ale její jednotlivé části se mohou aktivovat odlišně. Jiný, o rok dříve publikovaný závěr ukázal Faulkner (1986). Prokázal, že abdominální svalstvo je zapojeno při udržování postury, a to především během výdechu cestou postupného zvyšování síly své kontrakce. Jiný Macklemův spolupracovník (Zocchi, 1985) ukázal, že pokud se ustaví břišní objem na konstantní velikost (cestou experimentální eviscerace břišních útrob a jejich nahrazením tekutým parafínem), pak kostální i krurální část bránice pracuje během inspiračního identicky (bez rozdílů v síle kontrakce). Na tento nálezní navazuje později proponovaný koncept hlubokého stabilizačního systému bránice (Kolář, 2006).

V naší práci jsme prokázali také významné korelace mezi ukazateli funkce bránice a parametry plicních funkcí (kapitola 4.3). Jako velmi důležitý se nám jeví zásadní rozdíl mezi velkým počtem statisticky významných korelací při posturální aktivitě bránice vyvolané prostřednictvím svalstva dolních končetin oproti posturální aktivitě vyvolané prostřednictvím svalstva končetin horních (kde nebyly prokázány významné korelace). Tento zdánlivý rozpor vysvětlujeme rozdílnými podmínkami pro zapojení posturální funkce bránice při fixaci pánevního oproti ramennímu pletenci. Jak prokázal McKeough a spol. (2003), flexe horních končetin jak u pacientů s CHOPN, tak u zdravých dobrovolníků (!) významně ovlivňuje velikost statických plicních objemů (měřených v celotělovém pletyzmografu). Autoři prokázali

signifikantní vzestup hodnoty FRC po dosažení volní flexe obou HK > 90 st. v porovnání s flexí menší (<90 st.). K podobnému závěru došla i Smolíková a spol. (2005), kdy cílená rehabilitace dětí s cystickou fibrózou vedla ke zlepšení funkce dvou důležitých pomocných respiračních svalů (m. trapezius a m. levator scapulae).

Korelace mezi ukazateli funkce bránice a parametry plicních funkcí byla prokázána již v námi publikované recentní práci (Kolář, Neuwirth et al., 2008), kdy jsme u 16 zdravých dospělých jedinců sledovali aktivitu bránice pomocí dynamických sekvencí MR (77 řezů v sagitální rovině během 20 s, 1NSA, 240x256, TR4.48, TE2.24, FA90, TSE1, FOV 328) v kombinaci s vyšetřením spirometrickým a dále pomocí EMG vyšetření, opět v kombinaci se sledováním klidové ventilace. Aktivitu bránice jsme hodnotili při klidovém dýchání a dále při volní zástavě dýchání, přičemž vyšetřovaní jedinci prováděli vytažení a zpevnění břišní stěny. Při tomto manévru vyšetřovaní směřovali nitrobřišní tlak proti pánevnímu dnu; tento manévr provází každé zpevnění trupu při silovém působení proti odporu. Prokázali jsme, že rozsah pohybu bránice a dechový objem při klidovém dýchání vzájemně významně koreloval ($r=0,876$, $p<0,05$).

Korelace mezi parametry fyzioterapeutickými/rehabilitačními a parametry funkčního vyšetření plic jsou v literatuře zmiňovány jen výjimečně. Malý efekt rehabilitace na standardní ukazatele funkce plic dokumentuje u dětí s astmatem (Weisgerber et al., 2003) nebo u dospělých s chronickými plicními onemocněními (Hui, Hewitt, 2003; Oh, 2003). Další práce jsou však optimističtější: speciální plicní fyzioterapie a posturální drenáž u dětí s cystickou fibrózou zlepšila FEV_1 a FVC (Button et al., 2003). Podobně, intenzivní cvičení inspiračního svalstva zlepšilo jeho ukazatele (Ramirez-Sarmiento et al., 2002). Zde se domníváme, že podstatnou roli hraje speciálně zvolený rehabilitační přístup, který může významně ovlivnit výsledný klinický stav pacienta.

Magnetická rezonance je jako metoda pro sledování funkce bránice a hrudníku využívána od poloviny 90. let (Gierada, Curtin et al., 1995). Kondo, Kobayashi a spol. (2000) ve shodě s našimi výsledky prokázali u mladých zdravých dospělých, že sklon střední a zadní části bránice je jak při klidovém, tak hlubokém dýchání větší než sklon části přední. Tento nálezný byl stejnou výzkumnou skupinou o 5 let později potvrzen i u zdravých starších dospělých (Kondo, Kobayashi et al., 2005). Unal a spol. (2000) prokázali u pacientů s CHOPN významné korelace mezi parametry exkurze bránice (získané pomocí MR fluoroskopie) a ukazatelem funkce plic FEV_1 . Toto je ve shodě s našimi výsledky (získanými však u zdravých dobrovolníků). Podobně Plathow, Schoebinger a spol. (2005) prokázali dobrou shodu mezi vitální kapacitou (zjištěnou spirometricky a pomocí 2D a 3D MR zobrazení). Cluzel, Similowski a spol. (2000) podobně potvrdili dobrou shodu mezi hodnotami plicních objemů získaných pomocí MR a spirometricky. Takazakura, Takahashi a spol. (2004) prokázali pomocí MR, že

vsedě jsou exkurze bránice větší, a to – ve shodě s našimi prezentovanými výsledky – zvláště v zadní části bránice. Doplňujeme, že tito autoři použili pro měření exkurze (zdvihu) bránice pouze 3 body; to se nám v naší prezentované studii jeví jako nedostatečné, a proto jsme pohyb bránice měřili v 5 bodech. Chu, Li a spol. (2006) u dospělých pacientů s idiopatickou skoliózou a u zdravých kontrol zjistili, že u pacientů s těžkou skoliózou byly pohyby bránice při nádechu a výdechu sniženy, stejně tak i objemy plic. Miyamoto, Shimizu a spol. (2002) pomocí speciálního břišního pásu (vytvářejícího na bránici hydraulický efekt) zjistili změnu tvaru bránice při jejím nezměněném obsahu (v sagitálním řezu). Zde je vhodné připomenout možnou souvislost mezi těmito publikovanými výsledky a některými vlastními klinickými zkušenostmi s pacienty s insuficiencí hlubokého stabilizačního systému páteře (Kolář, 2006). Podobně Kiryu, Loring a spol. (2006) prokázali pomocí MR u 8 zdravých dobrovolníků během klidového maximálního dýchání (z RV do TLC polohy), že zdvih (exkurze) je větší u pravé poloviny bránice, a to u všech (kromě polohy na levém boku) supinálních poloh. Dalším nálezem byl rozdílný pohyb bránice v expirační oproti inspirační fázi respiračního cyklu.

Pro další rozvoj oboru rehabilitace se jeví jako velmi důležitý průkaz korelací mezi parametry plicních funkcí a posturální aktivity bránice (viz kap. 4.3). Tento náález podporuje vlastní klinickou zkušenost, že pro zlepšení respiračních parametrů pacienta nestačí fyzioterapie zaměřená na techniky ovlivňující pouze respirační stereotyp, ale je třeba ji rozšířit o techniky spojené s posturální aktivitou bránice. Jednou z technik, které tuto funkční souvislost respektují, je „technika silového výdechu a huffing“ (aktivní svalově podpořený výdech s modifikovanou rychlostí). Technika podpurného dýchání aplikovaná pomocí speciální, těsně přiložené masky „PEP mask“ (positive expiratory pressure mask) generuje trvalý pozitivní výdechový přetlak, který při dýchání proti nastavitelnému odporu podporuje zvýšení intrabronchiálního tlaku a výrazně zvyšuje aktivitu bránice. Podobně, technika podpurného, přístrojově řízeného dýchání „BiPAP“ (bi-level positive expiratory pressure) generuje pozitivní přetlak, avšak na dvou nastavitelných, rozdílných tlakových úrovních, působících diferencovaně během inspira a expira.

Diagnostické a terapeutické zaměření na funkci bránice a její sledování v průběhu plicního onemocnění má zásadní význam pro ventilaci plic. To potvrzují také studie japonských autorů, kteří se zaměřili na sledování funkce bránice u nemocných s CHOPN a plicním emfyzémem (Iwasawa, 2002; Etlik, 2004; Unal, 2000; Suga, 1999). Iwasawa a spol. (2002) např. prokázali během volní hyperpnoe u pacientů s emfyzémem paradoxní pohyb bránice; autoři považují metodu MR za vhodnou k detekci této funkční abnormality. Ve světle těchto literárních a našich výsledků se tak metody magnetické rezonance a funkčního vyšetření plic stávají důležitými nástroji pro detekci funkčních abnormalit bránice.

ZÁVĚR

Předkládaná práce prokázala, že:

- a) bránice se významně aktivuje během posturálních aktivit;
- b) aktivita bránice (projevující se oploštěním kontury bránice) probíhá též nezávisle na dýchání;
- c) bránice se nezapojuje při zpevnění trupu homogenně (jako funkční jednotka), ale její jednotlivé části se mohou aktivovat odlišně;
- d) parametry aktivity bránice při klidovém dýchání (vymezené její klidovou inspirační a expirační polohou) korelují s některými ukazateli plicních funkcí (FEV_1 a ukazateli průchodnosti dýchacích cest);
- e) parametry aktivity bránice při klidovém dýchání během posturální aktivity (kdy dolní končetiny tlačí proti odporu) signifikantně korelují s ukazateli plicních funkcí (dynamické plicní objemy a ukazatele průchodnosti dýchacích cest, ale též klidová vitální kapacita);
- f) tyto vztahy nebyly potvrzeny při posturální aktivitě, kdy proti odporu působí končetiny horní;
- g) EMG vyšetření bránice kombinované s vyšetřením spirometrickým potvrdilo argumentaci, že se bránice podílí nejen na dýchání, ale i na stabilizaci páteře, tj. posturální funkci.

V dalším průběhu výzkumu bude nutno objasnit řadu otázek. Jednoznačně zatím není prokázáno, zda míra oploštění, tvar kontury a sklon sagitální roviny mezi pars sternalis a kostofrenickým úhlem bránice se během posturální aktivity liší u pacientů, u kterých objektivně zjištěný nález svědčí o nefyziologickém přetěžování páteře vlivem porušené svalové souhry (tj. vlivem patologických vnitřních sil).

Rovněž dosud není jasné, zda je oploštění a tvar kontury bránice při její posturální kontrakci ovlivněn souhrou s břišními svaly; z těchto důvodů bude nutno rozlišovat břišní svaly a svaly stěny břišní dutiny – bránice, břišní svaly, svaly pánevního dna. Schopnost této souhry představuje zřejmě další faktor, hrající roli při odlišné individuální schopnosti každého jedince využít posturálně stabilizační funkci bránice. Otázkou také je, jaký má na posturální funkci bránice vliv vytrvalostní trénink, a naopak, jaký vliv má vytrvalostní trénink na posturální funkci bránice. Další otázkou je, jak koreluje posturální funkce a dechová funkce bránice se sfinkterovou funkcí jícnu. To jsou úkoly dalších studií.

POUŽITÁ LITERATURA

1. Al-Bilbeisi F, McCool FD. Diaphragm recruitment during nonrespiratory activities. *Am J Respir Crit Care Med* 2000; 162: 456–459.
2. Aldrich TK, Spiro P. Maximal inspiratory pressure: does reproducibility indicate full effort? *Thorax* 1995; 50: 40–43.
3. American Thoracic Society. Standardization of Spirometry 1994. Update. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 152: 1107–1136.
4. Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary movements. *Experimental Brain Research* 1995; 103: 323–332.
5. ATS/ERS. Statement on Respiratory Muscle Testing. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166: 518–624.
6. Basmajian JV. *Muscles Alive. Their functions revealed by electromyography*. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins 1967.
7. Bellemare F, Jeanneret A, Couture J. Sex differences in thoracic dimensions and configuration. *Am J of Respir and Crit Care Med* 2003; 168(3): 305–312.
8. Benninghoff A. *Lehrbuch der Anatomie des Menschen. Erste Band. Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*. München: J. F. Lehmanns Verlag 1944: 185–198.
9. Bergesio R, Habre W, Lanteri PS. Changes in respiratory mechanics during abdominal laparoscopic surgery in children. *Anaesthesia and Intensive Care* 1999; 27: 245–248.
10. Black LF, Hyatt RE. Maximal respiratory pressures: normal values and relationship to age and sex. *Am Rev Respir Dis* 1969; 99: 696–702.
11. Boriek AM, Rodarte JR, Wilson TA. Kinematics and mechanics of midcostal diaphragm of dog. *J Appl Physiol* 1997, 83(4): 1068–1075.
12. Bouisset S, Zattara M. A sequence of postural adjustments precedes voluntary movement. *Neuroscience Letters* 1981; 22: 263–270.
13. Brainerd EL. New perspectives on the evolution of lung ventilation mechanisms in vertebrates. *Experimental Biology Online (EBO)* 1999; 4: 203–216.
14. Bramble DM, Jenkins Jr. FA. Mammalian locomotor-respiratory integration: implications for diaphragmatic and pulmonary design. *Science* 1993 Oct 8; 262(5131): 235–240.
15. Brusasco V, Crapo R, Viegi G, et al. ATS/ERS Task Force: Standardisation of lung function testing. *Standardisation of spirometry*. *Eur Respir J* 2005; 26: 319–338.
16. Button BM, Heine RG, Catto-Smith AG, Olinsky A, Phelan PD, Ditchfield MR, et al. Chest physiotherapy in infants with cystic fibrosis: to tip or not? A five-year study. *Pediatr Pulmonol* 2003; 35: 208–213.

17. Claessens LPAM. Archosaurian respiration and the pelvis girdle aspiration breathing of crocodyliformis. *Proc R Soc Lond B* 2004; 271: 1461–1465.
18. Clanton T, Calvery PM, Celli BR. Tests of respiratory muscle endurance. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166: 559–570.
19. Cluzel P, Similowski T, Chartrand-Lefebvre C, Deenne J-P, Grenier PA. Diaphragm and chest wall: Assessment of the inspiratory pump with MR imaging – preliminary observations. *Radiology* 2000; 215: 574–583.
20. Cotes J, Chinn D, Quanjer P, et al. Standardization of the measurement of transfer factor (diffusing capacity). Report Working Party Standardization of Lung Function Tests, European Community for Steel and Coal. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J* 1993; 6(Supplement 16): 41–52.
21. DePalo VA, Parker AL, Al-Bilbeisi F, McCool FD. Respiratory Muscle strength training with nonrespiratory maneuvers. *J Appl Physiol* 2004; 96: 731–734.
22. Dvořák R. Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehab fyz Léč* 2005; 12(1): 12–17.
23. Dvořák R. Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi. *Rehab fyz Léč* 2005; 12(1): 18–22.
24. Etlik O, Sakarya ME, Uzun K, et al. Demonstrating the effect of theophylline treatment on diaphragmatic movement in chronic obstructive pulmonary disease patients by MR-fluoroscopy. *Eur J Radiol* 2004; 51(2): 150–154.
25. Faulkner JA. Power output of the human diaphragm. *Am Rev Respir Dis* 1986; 134(5): 1081–1083.
26. Fauroux B. Respiratory muscle testing in children. *Paediatr Respir Rev* 2003; 4: 243–249.
27. Gandevia SC, Leeper JB, McKenzie DK, Troyer de A. Discharge frequencies of parasternal intercostal and scalene motor units during breathing in normal and COPD subjects. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 153: 633–638.
28. Ganong WF. *Přehled lékařské fyziologie*. Praha: Galén 2005.
29. Gierada DS, Curtin JJ, et al. Diaphragmatic motion: fast gradient-recalled-echo MR imaging in healthy subjects. *Radiology* 1995; 194(3): 879–884.
30. Gurfinkel VS. The mechanism of postural regulation in man. *Society Scientific Reviews. Section F. Physiol general Biol* 1994; 7: 59–89.
31. Hautmann H, Hefele S, Schotten K, Huber RM. Maximal inspiratory mouth pressures (PIMAX) in healthy subjects – what is the lower limit of normal? *Respir Med* 2000; 94: 689–693.
32. Hemborg B, Moritz U, Löwing H. Intra-abdominal pressure and trunk muscle activity during lifting. IV. The causal factors of the intra-abdominal pressure rise. *Scand J Rehab Med* 1985; 17: 25–38.

33. Hodges PW, Butler JE, McKenzie D, Gandevia SC. Contraction of the muscle diaphragm during postural adjustments. *J Physiol* 1997; 505: 539–548.
34. Hodges PW, Gandevia SC. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *J Physiol* 2000; 522(1): 165–175.
35. Hodges PW, Gandevia SC. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *J Appl Physiol* 2000; 89: 967–976.
36. Hodges PW, Richardson CA. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics* 1997; 40: 1220–1230.
37. Hui KP, Hewitt AB. A simple pulmonary rehabilitation program improves health outcomes and reduces hospital utilization in patients with COPD. *Chest* 2003; 124(1): 94–97.
38. Chu WC, Li AM, et al. Dynamic magnetic resonance imaging in assessing lung volumes, chest wall, and diaphragm motions in adolescent idiopathic scoliosis versus normal controls. *Spine* 2006; 31(19): 2243–2249.
39. Iwasawa T, Kagei S, Gotoh T, et al. Magnetic resonance analysis of abnormal diaphragmatic motion in patients with emphysema. *Eur Respir J* 2002; 19(2): 225–231.
40. Janda V. Co je typický stoj u člověka. *Čas Lék čes* 1972; 111(32): 748 – 750.
41. Janda V. Funkce hybného systému. Praha: SZN 1966.
42. Janda V. Funkční svalové testy. Praha: Grada Publishing 1996.
43. Kapandji IA. Funktionelle Anatomie der Gelenke. Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. Band 3, Runf und Wirbelsäule. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag 1985: 130–158.
44. Kendall FP, McCreary EK, Provance PG. Muscles, testing and functions. 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins 1993.
45. Kiryu S, Loring SH, et al. Quantitative analysis of the velocity and synchronicity of diaphragmatic motion: dynamic MRI in different postures. *Magn Reson Imaging* 2006; 24(10): 1325–1332.
46. Kolář P, Neuwirth J, Sanda J, Suchánek V, Svatá Z, Volejník J, Pivec M. Analysis of diaphragm movement, during tidal breathing and during its activation while breath holding, using MRI synchronized with spirometry. *Physiol Res* 2008 Jul 18. [Epub ahead of print]
47. Kolář P. Facilitation of Agonist-Antagonist Co-activation by Reflex Stimulation Methods. In: Craig Liebenson. *Rehabilitation of the Spine – A Practitioner’s Manual*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 2006: 531–565.
48. Kolář P. Vertebrogní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 2006; 4: 155–170. ISSN 1211–2658
49. Kondo T, Kobayashi I, et al. A dynamic analysis of chest wall motions with MRI in healthy young subjects. *Respirology* 2000; 5(1): 19–25.

50. Kondo T, Kobayashi I, Taguchi Y, Hayama N, Tajiri S, Yanagimachi N. An analysis of the chest wall motions using the dynamic MRI in healthy elder subjects. *Tokai J Exp Clin Med* 2005 Apr; 30(1): 15–20.
51. Koulouris N, Mulvey DA, Laroche CM, Green M, Moxham J. Comparison of two different mouthpieces for the measurement of PI_{max} and PE_{max} in normal and weak subjects. *Eur Respir J* 1998; 1: 863–867.
52. Laghi F, Tobin MJ. Disorders of the respiratory muscles. *Am J of Respir and Crit Care Med* 2003; 168(1): 10–48.
53. Larson JL, Covey MK, Vitalo CA, Alex CG, Patel M, Kim MJ. Maximal inspiratory pressure. Learning effect and test-retest reliability in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Chest* 1993; 104: 448–453.
54. Loring SH, De Troyer A, Grassino AE. Assessment of chest wall function. In: *ATS/ERS Statement on Respiratory Muscle Testing*. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166: 580–587.
55. Macklem PT. (T)he(o)retical ideas of diaphragmatic function. *Clin and Investigative Med* 1987; 10(1): 21–25.
56. Máček M, Vávra J. Možnosti ovlivnění porušené funkce dýchacího ústrojí léčebnou rehabilitací. In: Janda V (ed). *Pokroky v rehabilitaci*. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství 1968: 273–285.
57. Magnus R. *Korpestellung*. Berlin: Springer 1924.
58. Maillard JO, Burdet L, van Melle G, Fitting JW. Reproducibility of twitch mouth pressure, sniff nasal inspiratory pressure, and maximal inspiratory pressure. *Eur Respir J* 1998; 11: 901–905.
59. McElvaney G, Blackie S, Morrison NJ, Wilcox PG, Fairbairn MS, Pardy RL. Maximal static respiratory pressures in the normal elderly. *Am Rev Respir Dis* 1989; 139: 277–281.
60. McKeough ZJ, Alison JA, Bye PT. Arm positioning alters lung volumes in subjects with COPD and healthy subjects. *Aust J Physiother* 2003; 49(2): 133–37.
61. Miyamoto K, Shimizu K, et al. Fast MRI used to evaluate the effect of abdominal belts during contraction of trunk muscles. *Spine* 2002; 27(16): 1749–1755.
62. Morrison NJ, Richardson J, Dunn L, Pardy RL. Respiratory muscle performance in normal elderly subjects and patients with COPD. *Chest* 1989; 95: 90–94.
63. Neder JA, Andreoni S, Lerario MC, Nery LE. Reference values for lung function tests. II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. *Braz J Med Biol Res* 1999; 32: 719–727.
64. Obrda K, Karpíšek J. *Rehabilitace nervově nemocných*. 3. vyd. Praha: Avicenum 1971.

65. Oh EG. The effects of home-based pulmonary rehabilitation in patients with chronic lung disease. *Int J Nurs Stud* 2003; 40(8): 873–879.
66. Pellegrino R, Viegi G, Brusasco V, et al. ATS/ERS Task Force: Standardisation of lung function testing. Interpretative strategies for lung function tests. *Eur Respir J* 2005; 26: 948–968.
67. Plathow C, Schoebinger M, Fink C, Ley S, Puderbach M, Eichinger M, Bock M, Meinzer HP, Kauczor HU. Evaluation of lung volumetry using dynamic three-dimensional magnetic resonance imaging. *Invest Radiol* 2005 Mar; 40(3): 173–179.
68. Pride NB, Rodarte JR. Imaging respiratory muscle function. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166: 588.
69. Ramirez-Sarmiento A, Orozco-Levi M, Guell R, Barreiro E, Hernandez N, Mota S, et al. Inspiratory muscle training in patients with chronic obstructive pulmonary disease: structural adaptation and physiologic outcomes. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166(11): 1491–1497.
70. Sapsford R. Rehabilitation of the pelvic floor muscles utilizing trunk stabilization. *Manual Therapy* 2004; 9: 3–12.
71. Skládal J, Škarvan K, Ruth C, Mikulenka V. Postural activity of the diaphragm in human] [Article in French]. *J Physiol (Paris)* 1969; 61(Suppl 2): 405–406.
72. Skládal J. Bránice člověka ve světle normální a klinické fyziologie. Praha: Academia 1976.
73. Skládal J, Škarvan K, Ruth C, Mikulenka V. Posturální funkce bránice. *Čs Fysiol* 1970; 19(4): 279–285.
74. Smolíkova L, Zemkova D, Vavrova L: Prevention of thoraco-spinal deformities in CF patients by chest physiotherapy. Prague: Abstract book, Proceedings of the 8th International Symposium on Cystic Fibrosis, European CF Network, February 5, 2005. Abstract No. 23, p. 12.
75. Suga K, Tsukuda T, Awaya H, et al. Impaired respiratory mechanics in pulmonary emphysema: Evaluation with dynamic breathing MRI. *J Magn Reson Imaging* 1999; 10(4): 510–520.
76. Takazakura R, Takahashi M, et al. Diaphragmatic motion in the sitting and supine positions: Healthy subject study using a vertically open magnetic resonance system. *J Magn Reson Imaging* 2004; 19(5): 605–609.
77. Takazakura R, Takahashi M, Nitta N, et al. Assessment of diaphragmatic motion after lung resection using magnetic resonance imaging. *Radiat Med* 2007; 25: 155–163.
78. Troyer de A, Loring SH. Action of respiratory muscles. In: Macklem PT, Mead J, eds. *Handbook of Physiotherapy. Section 3. The Respiratory System. Volume III. Mechanics*

- of Breathing. Bethesda: American Physiological Society 1986: 443–462.
79. Troyer de A, Yernault JC. Inspiratory muscle force in normal subjects and patients with interstitial lung disease. *Thorax* 1980; 35: 92–100.
 80. Unal O, Arslan H, Uzun K, et al. Evaluation of diaphragmatic movement with MR fluoroscopy in chronic obstructive pulmonary disease. *Clin Imaging* 2000; 24(6): 347–350.
 81. Van Houtte S, Vanlandewijck Y, Kiekens C, Gosselink R. Respiratory muscle endurance in patients with spinal cord injury, a pilot study. *Eur Respir J* 2003; 22(Suppl. 45): 323.
 82. Vincken W, Ghezzi H, Cosio MG. Maximal static respiratory pressures in adults: normal values and their relationship to determinants of respiratory function. *Bull Eur Physiopathol Respir* 1987; 23: 435–439.
 83. Wanger J, Clausen J, Coates A, et al. ATS/ERS Task Force: Standardisation of lung function testing. Standardisation of the measurement of lung volumes. *Eur Respir J* 2005; 26: 511–22.
 84. Weisgerber MC, Guill M, Weisgerber JM, Butler H. Benefits of swimming in asthma: effect of a session of swimming lessons on symptoms and PFTs with review of the literature. *J Asthma* 2003; 40: 453–64.
 85. Wen AS, Woo MS, Keens TG. How many maneuvers are required to measure maximal inspiratory pressure accurately. *Chest* 1997; 111: 802–807.
 86. Wijkstra PJ, van der Mark TW, Boezen M, van Altena R, Postma DS, Koeter GH. Peak inspiratory mouth pressure in healthy subjects and in patients with COPD. *Chest* 1995; 107: 652–656.
 87. Wilson SH, Cooke NT, Edwards RH, Spiro SG. Predicted normal values for maximal respiratory pressures in caucasian adults and children. *Thorax* 1984; 39: 535–538.
 88. Windisch W, Hennings E, Sorichter S, Hamm H, Criege CP. Peak or plateau maximal inspiratory mouth pressure: which is best? *Eur Respir J* 2004; 23: 708–713.
 89. Wohlgemuth M, van der Kooi EL, Hendriks JC, Padberg GW, Folgering HT. Face mask spirometry and respiratory pressures in normal subjects. *Eur Respir J* 2003; 22: 1001–1006.
 90. Zocchi L, Newman S, Decramer M, et al. Ascites and hyperinflation change the mechanical linkage between costal and crural diaphragms. *Fed Proc* 1985; 44: 1003.
 91. Žlábek K. Přehled anatomie člověka. Praha: Vědecké nakladatelství Jar. Tožička 1948: 127 – 128.
 92. Žlábek K. Soustava svalová. In: Borovanský L., et al. Soustavná anatomie člověka. Díl 1. Praha: Avicenum 1972.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Synchronizovaný průběh spirografické křivky a pohybu bránice snímanou pomocí MR (video)

Příloha č. 2: Vyšetření bederní páteře vleže během střídavého pohybu DK do flexe proti odporu (video)

Příloha č. 3: Záznam MR vyšetření (obrázek)

Pozn.: Video jsou přiložena ve více formátech s ohledem na různou konfiguraci počítačů.

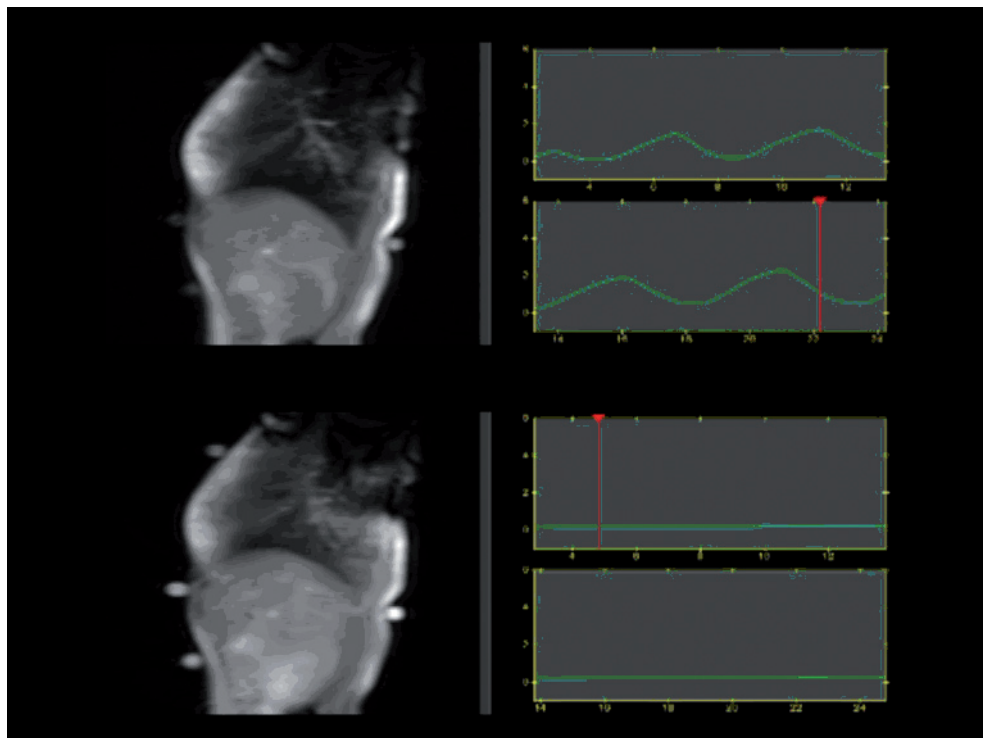
PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Synchronizovaný průběh spirografické křivky a pohybu bránice snímanou pomocí MR (video)

Na prohlížeči DICOM obrazů Scanview je možné sledovat synchronizovaný průběh spirografické křivky a pohybu bránice (včetně vnitřních orgánů) snímanou pomocí MR. Pohybující se červený marker na spirografickém záznamu svědčí o aktuální situaci nádechu, resp. výdechu.

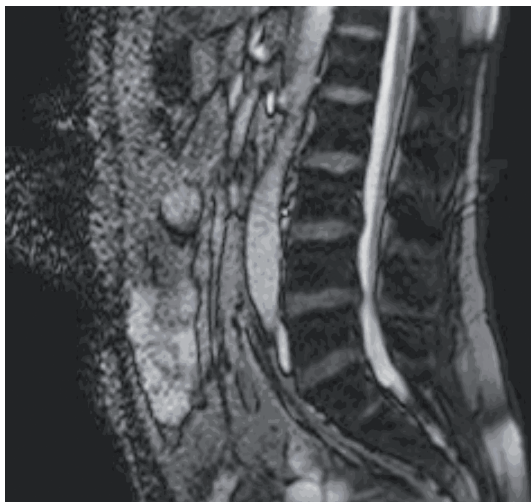
V horní části obrazu je možné sledovat pohyb bránice a spirografickou křivku během klidového dýchání.

V dolní části obrazu je pohyb bránice během střídavého pohybu DK do flexe proti odporu (4. stupeň svalového testu dle Jandy), kdy jedinec nedýchal. Záznam ukazuje oploštění bránice při posturální aktivitě nezávisle na dýchání, což ukazuje spirografická křivka. Že jde o kontrakci, a nikoliv o pasivní pohyb, potvrdilo EMG vyšetření za stejné situace u stejného probanda.



Příloha č. 2: Vyšetření bederní páteře vleže během střídavého pohybu DK do flexe proti odporu (video)

Vyšetření bederní páteře vleže během střídavého pohybu DK do flexe proti odporu (4. stupeň svalového testu dle Jandy) u pacienta s insuficiencí posturální funkce bránice. Při flexi DK proti odporu dochází k anteverzi pánve a k zvýraznění dorzálního posunu disku.



Příloha č. 3: Záznam MR vyšetření (obrázek)

Vyšetření pacienta s chronickými bolestmi bederní páteře v poloze vleže pomocí MR:

- 1 Klidové dýchání
- 2 Tlak dolních končetin proti odporu, kdy pacient dýchal
- 3 Tlak dolních končetin proti odporu při zadržném dechu
- 4 Tlak dolních končetin proti odporu po zácvičení správné posturální funkce bránice

