

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2019

Kristýna Rybáčková

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Vedoucí diplomové práce:

Doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D.

Vypracoval:

Bc. Kristýna Rybáčková

Praha, srpen 2019

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

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

Evidenční list

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

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Poděkování

Ráda bych touto cestou velice poděkovala vedoucí své diplomové práce Doc. Ing. Monice Šorfové, Ph.D. za odborné vedení, trpělivost a ochotu mi se vším poradit a pomoci, Mgr. Heleně Vomáčkové za cenné rady ohledně přístroje Neurocom Smart EquiTest, Ing. Petru Kubovému za sestavení spirometru a veškerou pomoc při instalaci měření, Ing. Jindřichu Soukupovi za velikou vstřícnost a pomoc se statistickým zpracováním dat a v neposlední řadě celé mé rodině a přátelům za neutuchající podporu během celého mého studia. V závěru bych také ráda poděkovala všem probandům za účast a perfektní spolupráci.

Abstrakt

Název: Vliv řízení průtoku vzduchu hlasivkami na dynamickou stabilizaci stoje

Cíle: Cílem této diplomové práce je zjistit, zda a jak se projeví vliv modulace hlasivek na dynamickou stabilizaci těla ve stoji při translačních posunech opěrné plochy různých intenzit a A-P směrů. Tím navázat na poznatky Massery et al. (2013).

Metody: Diplomová práce má charakter kvalitativního výzkumu. Experimentu se zúčastnilo 23 zdravých probandů, z toho 7 mužů a 16 žen ve věku 20-40 let. Při testování byla použita metoda spirometrie pro objektivizaci průtoku vzduchu dechovými cestami během dechových/ fonačních manévrů s různým postavením hlasivek a metoda dynamické počítačové posturografie pomocí přístroje Neurocom Smart Equi Test System a jeho Motor Control Testu, který hodnotil efektivitu automatických posturálních reakcí. Posturograf jsme propojili se spirometrem pomocí akcelerometru Kistler (typ 8766A100BB). Průběh experimentu byl současně snímán kamerou (GoPro Hero 7). Smart EquiTest System generoval tři posturální výchylky odlišné intenzity (S - podprahová, M - prahová, L - saturační) ve dvou směrech (anteriorní translace/ posteriorní translace). Naměřená data byla následně zpracována v programu Neurocom Balance Manager Software, data ze spirometru v programu Dewesoft X3. Hlavním zkoumaným parametrem byla latence, hodnotící efektivitu reakce na posun silové desky. Data z přístroje Smart EquiTest System jsme zpracovali ve statistickém programu R a analyzovali pomocí těchto metod: t-test, Pearsonův korelační test, Chi – kvadrát test. Hladina signifikance byla nastavena na $p = 0,05$.

Výsledky: Z výsledků práce vyplývá, že parametry translačních výchylek i kontrola dechu mají jistý vliv na dynamickou posturální stabilitu stoje (hodnoty latence). Směr i intenzita výchylky signifikantně ovlivňovaly rychlost korekční odpovědi organismu na translaci opěrné plochy, modulace hlasivkových struktur vykazovala tendenci na hranici signifikance. Signifikantní rozdíl byl v latenci mezi impulzem dopředu a impulzem dozadu (t-test, $p < 1e-16$), zároveň testování jedinci nejrychleji reagovali na impulsy s největší intenzitou, nejpomaleji na impulsy s intenzitou malou. Při translaci vpřed byly rozdíly signifikantní (t-test, $p = 4e-05$, rozdíl mezi nejmenším

a největším impulzem). Vliv modulace hlasivek na latenci se projevila u fonační varianty „Ah“ (částečně otevřené hlasivky). Manévr „Ah“ indukoval nejnižší hodnotu latence ve srovnání s ostatními dechovými variantami. Tento rozdíl je na hraně signifikance (jednostranný t-test, $p = 0.049$). Druhá fonační varianta s částečně otevřenými hlasivkami („počítání“) však neprokázala žádný významný vliv na zlepšení hodnot latencí (jednostranný t-test, $p = 0.35$). Nejefektivnější kontrolou dechu při translačních posturálních výchytkách se ukázala střední dynamická modulace hlasivek, ale pouze její varianta „Ah“.

Klíčová slova: dynamická počítačová posturografie, fonace, glottis, hlasivky, IAP, ITP, kontrola dechu, MCT, Neurocom Smart EquiTest System, posturální kontrola, posturální stabilita, spirometrie

Abstract

Title: The effect of airway control on stance dynamic stability

Objectives: The aim of this thesis is to find out whether and how will the influence of vocal cords modulation be manifested on the dynamic stabilization of the standing body during translational shifts of the supporting surface of different intensities and A-P directions. Thus, building on the findings of Massery et al (2013).

Methods: The thesis has the character of qualitative research. The experiment was attended by 23 healthy probands, of which 7 men and 16 women aged 20-40 years. Spirometry was used to test the objectivity of airway airflow during breathing / phoning maneuvers with different vocal cords positioning and dynamic computer posturography using the Neurocom Smart Equi Test System and its Motor Control Test, which evaluated the effectiveness of automatic postural responses. We connected the posturograph with the spirometer using the Kistler accelerometer (type 8766A100BB). The course of the experiment was simultaneously recorded by a camera (GoPro Hero 7). The Smart EquiTest System generated three postural perturbations of different intensity (S - sub threshold, M - threshold, L - saturating) in two directions (anterior translation / posterior translation). The measured data were then processed in the program Neurocom Balance Manager Software, data from the spirometer in the program Dewesoft X3. The main parameter examined was latency, evaluating the efficiency of the reaction to the force plate shift. Data from the Smart EquiTest System were processed in the statistical program R and analyzed using the following methods: t-test, Pearson correlation test, Chi-square test. The significance level was set to $p = 0.05$.

Results: The results of the work show that the parameters of translational perturbation and breath control have some influence on the dynamic postural standing stability (latency values). The direction and intensity of the perturbation significantly influenced the rate of the body corrective response to the translation of the supporting surface, the vocal cord modulation showed a tendency on the margin of significance. There was

a significant difference in latency between the forward pulse and the reverse pulse (t-test, $p < 1e-16$). In the forward translation, the differences were significant (t-test, $p = 4e-05$, difference between the smallest and the largest pulse). Influence of vocal cords modulation on latency was manifested in the voicing variant "Ah" (partially open vocal cords). The "Ah" maneuver induced the lowest latency value compared to other breath variants. This difference is on the margin of significance (one-sided t-test, $p = 0.049$). However, the second voicing variant with partially open vocal cords ("counting") showed no significant effect on the improvement of latency values (one-sided t-test, $p = 0.35$). Mid-range glottal control, but only the "Ah" variant, proved to be the most effective breath control in translational postural perturbations.

Keywords: breath control, dynamic computerised posturography, glottis, IAP, ITP, MCT, Neurocom Smart EquiTest System, postural control, postural stability, spirometry, vocal cords, voicing

SEZNAM ZKRATEK

A-P směr	antero – posteriorní směr
AS	opěrná plocha (area of support)
BS	opěrná báze (base of support)
CNS	centrální nervová soustava
COG (CoG)	průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze (center of gravity)
COM (CoM)	těžiště (center of mass)
COP (CoP)	působíště vektoru reakční síly podložky (center of pressure)
DC	dýchací cesty
EMG	elektromyografie
FRC	funkční reziduální kapacita
IAP	intraabdominální tlak
ITP	intrathorakální tlak
L	large (velká výchylka)
M	medium (střední výchylka)
m. CT	m. cricothyroideus
MCT	Motor Control Test
m. IO	m. obliquus internus abdominis
m. OE	m. obliquus externus abdominis
m. RA	m. rectus abdominis
m. Ta	m. thyroarytenoideus
m. TA	m. transversus abdominis
PD	pánevní dno
S	small (malá výchylka)
VC	vitální kapacita plic

Obsah

ÚVOD.....	12
1 POSTURÁLNÍ STABILITA	14
1.1 Základní terminologie	14
1.2 Posturální stabilita z pohledu fyziky	16
1.3 Posturální stabilita z pohledu neurofyzologie.....	17
1.3.1 Posturální kontrola.....	17
1.3.2 Organizace systému posturální kontroly.....	18
1.3.3 Strategie posturální kontroly při translačních posturálních výchylkách... 20	
1.3.4 Řízení dechu a posturální kontrola	25
1.4 Svalové zajištění stability.....	30
1.5 Přístrojové testování stability ve stoji	31
2 DÝCHÁNÍ.....	33
2.1 Fyziologie dýchání	33
2.1.1 Mechanika dýchání	33
2.1.2 Dechová práce.....	35
2.1.3 Poddajnost (compliance) a smrštivost (elastance) plic a hrudníku.....	35
2.2 Kineziologie dýchání	35
2.2.1 Nádech	36
2.2.2 Výdech.....	36
2.3 Anatomie a činnost svalů podílejících se na dýchání.....	37
2.3.1 Bránice (diaphragma)	38
2.3.2 Respiračně-posturální funkce břišních svalů a pánevního dna.....	42
2.4 Řízení dýchání.....	43
2.4.1 Chemická regulace.....	43
2.4.2 Centrální regulace	43
3 HLAS A JEHO TVORBA	45
3.1 Larynx	45
3.1.1 Svaly laryngu	46
3.2 Produkce hlasu	46

4	CÍLE, ÚKOLY PRÁCE, VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY	48
4.1	Objasnění práce a její cíle	48
4.2	Úkoly práce	49
4.3	Vědecké otázky a hypotézy.....	49
5	METODOLOGIE	50
5.1	Charakter práce	50
5.2	Popis výzkumného souboru	50
5.3	Použité metody.....	51
5.3.1	Spirometrie.....	51
5.3.2	Dynamická počítačová posturografie	52
5.4	Organizace výzkumu.....	55
5.5	Průběh měření	56
5.6	Analýza dat.....	59
5.7	Čištění dat.....	67
6	VÝSLEDKY.....	68
6.1	Základní analýza	68
6.2	Vliv směru a intenzity výchylky na latenci.....	68
6.3	Vliv dechové varianty	68
6.4	Kombinace dechové varianty se směrem a intenzitou pohybu	70
6.5	Asymetrie	72
6.6	Základní zjištění.....	74
6.7	Limity práce	74
7	DISKUZE	76
8	ZÁVĚR.....	88
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	92
	SEZNAM PŘÍLOH.....	104

ÚVOD

Bipedální stoj je velmi nestabilní polohou lidského organismu. Udržování rovnováhy je životně důležitý mechanismus pro schopnost člověka fungovat v prostoru a vykonávat běžné denní činnosti. Porušení rovnovážných mechanismů může vyústit až v pád, často s nemalými fyzickými i psychickými následky. Rovnováha a její udržování je tak významným tématem celé rehabilitace.

Mezi odbornou veřejností panuje shoda, že na stabilizaci stoje se podílí jak svaly dolních končetin, tak svaly trupu (vnější/ vnitřní stabilizace osového orgánu). Stabilizaci trupu pomáhají dýchací svaly, jež mají duální funkci, neboli funkci respirační a posturální. Při dýchání dochází k nasávání vzduchu do plic, výměně plynů a následnému vydechnutí vzduchu zpět do ovzduší. Dýchání je závislé na schopnosti organismu vytvářet a pracovat s tlaky v hrudníku a břišní dutině, stejně tak fonace, využívající regulovaného výdechu. Změny IAP a ITP spolu úzce souvisí, jelikož jejich vzestup/ pokles závisí na pohybu bránice a tento děj provází celý dechový cyklus. Bránice je z hlavní části zodpovědná za tvorbu IAP. Není však jediná, která ovlivňuje tyto tlaky, resp. pomáhá při jejich generování. Na tvorbě IAP se svojí aktivitou podílí také svaly břišní i pánevní dno. Velikost ITP závisí na aktivaci hrudních svalů a na regulaci odporu proudu vzduchu v dechových cestách pomocí glottis, která je zodpovědná za modulaci otevření dýchacích cest v horní části trupu, čímž reguluje ITP pro úkoly jako je mluvení, kašel a dýchání. Můžeme říci, že tvorba a modulace těchto tlaků je komplexní činností mnoha systémů trupu a CNS musí koordinovat jejich činnost pro různé úkoly, někdy i protichůdné.

Doposud byla zkoumána zejména role IAP, a to vzhledem k posturální kontrole trupu, bez integrace funkce glottálních struktur. Massery et al. (2013) ve své studii poprvé nadnesli, že kontrola dechu pomocí hlasivkových struktur ve spojení s aktivitou svalů trupu a tím ovlivnění ITP, může mít vliv na dynamickou posturální stabilitu trupu a tím i stabilitu stoje. Modulace dechu pomocí hlasivek může být tedy součástí mechanismů, které pomáhají udržovat bilanci či ji zlepšovat/ zhoršovat. Při vyvinutí destabilizující síly na trup a aplikaci různých dechových variant, zužujících dechové cesty nebo naopak udržujících jejich otevření autoři zjistili, že kontrola dechu má vliv jak na stabilitu trupu, tak na celkovou posturální stabilitu stoje. Kromě této studie však

zatím neexistují výzkumy, které by se zabývaly vlivem kontroly dýchání pomocí hlasového aparátu na dynamickou posturální stabilitu stoje.

1 POSTURÁLNÍ STABILITA

Posturální stabilita je současným významným tématem celé kineziologie. Ne vždy však panuje mezi odborníky shoda nejen v terminologii, na kterou upozorňuje Vařeka (2002a). Následuje proto nejprve vymezení základních terminologických pojmů, vztahujících se k problematice posturální stability. (Vařeka, 2002a)

1.1 Základní terminologie

Opěrná plocha (Area of Support, AS) je definována jako plocha podložky, která je v kontaktu s povrchem těla (i přes oblečení). (Vařeka, 2002a)

Opěrná báze (Base of Support, BS) zahrnuje veškerou plochu ohraničenou nejvzdálenějšími body opěrné plochy/ploch. Velikost opěrné báze tudíž bývá větší než velikost opěrné plochy. Prostřednictvím exterocepce a propiocepce mají změny opěrné báze vliv na řízení posturální stability a odezvu celého posturálního systému. (Vařeka, 2002a) (Kolář, 2009)

COM (Center of Mass, těžiště) představuje hypotetický hmotný bod, do nějž je soustředěna hmotnost celého těla. Lze jej stanovit jako vážený průměr COM všech segmentů. (Vařeka, 2002a)

COG (Center of Gravity) je „průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze (BS)“. Ve stoji, sedu aj., tj. ve statických polohách, se musí COG vždy nacházet v opěrné bázi. (Vařeka, 2002a)

COP (Center of Pressure) je definováno jako působiště vektoru reakční síly podložky. Polohu COP můžeme vypočítat pomocí hodnot reakční síly v rozích silové desky nebo prostřednictvím tlaků snímaných senzory z opěrné plochy. V biomechanických výzkumech se hodnotí při zkoumání posturální stability ve stoji hodnoty COP v čase a jeho charakteristiky v průběhu stoje, jako je směrodatná odchylka polohy COP (sway), délka trajektorie, rozsah pohybu, průměrná rychlost a obsah plochy konfidenční elipsy. COP a COG nelze zaměňovat, jejich hodnoty by byly shodné pouze v případě dokonale tuhého tělesa. (Vařeka, 2002a) (Kolář, 2009) (Bizovská, 2017)

Latence je parametr, který v posturografii udává efektivitu reakce na posun silové desky, neboli čas (ms) mezi začátkem pohybu plošiny (posturální výchylky) a reakcí vyšetřovaného na ni. Dle velikosti latence určujeme, který systém posturální kontroly

byl daným podnětem zaktivován. Latence myotatických reflexů je v rozmezí 40-50 ms, latence automatických posturálních reakcí 70-180 ms a latence volního pohybu 180-250 ms. (Balance Manager® Systems, 2013) (Bizovská, 2017)

Postura je Kolářem (2009) i Vařekou (2002a) identicky popisována jako „aktivní držení (pohybových) segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová“. Shodují se také v tom, že je postura základní podmínkou pohybu a součástí každé polohy. Pro optimálně provedený pohyb je potřeba zaujmout a udržet vzpřímené držení, neboli ideální posturu. Vzpřímené držení usnadní narovnání, neboli napřímení páteře, ale není jeho podmínkou. Napřímení zajišťují zejména hluboké svaly krku a autochtonní muskulatura osového orgánu. (Vařeka, 2002a) (Kolář, 2009)

Vařeka popisuje **posturální stabilitu** jako „schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému a/nebo neřízenému pádu. (Vařeka, 2002a)

Podobně vnímá posturální stabilitu také Kolář (2009) jako „schopnost zajistit takové držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému anebo neřízenému pádu“. Není to tedy jednorázový děj, ale děj kontinuální, neboli neustálé „zaujímání“ stále polohy. (Kolář, 2009)

Ze zahraničních autorů popisuje posturální stabilitu např. Shumway-Cook (2001) jako schopnost udržet tělo v rovnováze udržováním COM v mezích opěrné plochy (BS), Soderberg (1997) jako schopnost udržet COG v opěrné ploše (BS). Stabilitu můžeme obecně „kvantifikovat“ mírou úsilí, které je třeba k opětovnému nabytí rovnováhy těsně po jejím narušení. (Bizovská, 2017)

Posturální stabilita je tedy dynamický proces, který vyžaduje senzoryckou detekci pohybů těla, integraci senzomotorických informací v CNS a uskutečnění vhodné muskuloskeletální odezvy za účelem nastolení rovnováhy mezi destabilizačními a stabilizačními silami. Rozlišujeme mezi statickou a dynamickou posturální stabilitou. **Statickou posturální stabilitu** lze definovat jako udržení stálosti /stability na pevné, nepohyblivé opěrné ploše (BS), přičemž stálost (steadiness) definujeme jako udržování těla v co největším klidu, nehybnosti (Bizovská, 2017). **Dynamickou posturální stabilitu** můžeme popsat jako schopnost organismu přenášet vertikální projekci těžiště

těla (COM) kolem nosné základny, neboli opěrné plochy (BS) (Sell, 2012) zatímco čelí náhlým či očekávaným výchylkám z vnějšího či vnitřního prostředí. (Winter, 1990)

Dalším používaným termínem je **posturální stabilizace**. Tu chápe Kolář (2009) jako „aktivní (svalové) držení segmentů těla proti působení zevních sil řízené CNS“. Neboli hovoříme o koordinované svalové činnosti, zpevňující tělesné segmenty především proti působení gravitační síly. (Kolář, 2009)

V zahraniční literatuře je tato dynamika postury vyjádřena pojmem **balance**. Od balance je ještě oddělen pojem **equilibrium**, neboli **rovnováha**, jež značí okamžitý stav systému. Je výsledkem mechanismů balance. V češtině tedy můžeme posturální stabilizaci nazvat tuto balanční funkci systému a jeho okamžitý stav jako posturální stabilitu. (Bizovská, 2017)

Posturální reaktivita je termín používaný zejména v české literatuře, popisující reakční stabilizační funkci pohybového systému, kdy dojde ke zpevnění jednotlivých kloubních segmentů pro vytvoření stabilní opory (punctum fixum) pro segmenty zajišťující pohyb a odolávající účinkům vnějších sil. (Kolář, 2009)

1.2 Posturální stabilita z pohledu fyziky

Posturální stabilitu můžeme hodnotit z pohledu více oborů. Z hlediska fyziky je její úroveň přímo úměrná hmotnosti daného tělesa, velikosti jeho opěrné báze a nepřímo úměrná výšce jeho těžiště nad opěrnou bází. V potaz je však třeba brát také mechanické faktory, jako je přilnavost dané části tělesa, resp. těla s opěrnou plochou, postavení a vlastnosti jeho segmentů a vzdálenost COG od hranic opěrné báze. U lidského organismu musíme počítat také s jeho vnitřními proměnnými, které narušují posturální stabilitu, jako např. pohyb hrudního koše při dýchání, změny vnitřních tlaků při roztažení plic aj. Kombinace zmíněných mechanických faktorů utváří nestabilitu držení těla na dvou nohách. (Bizovská, 2017)

Pro udržování stability lidského organismu je důležitá kombinace pohybů jednotlivých kloubů, velikost opěrné báze a např. také hmotnost. Při zvětšené opěrné ploše se sníží nároky na posturální řízení, resp. zvýší se posturální stabilita, ale pouze ve frontální rovině, naopak v rovině sagitální tomu je naopak (kvůli omezení pohybu v kloubech končetin). Stejně tak hmotnost může stabilitu zvýšit či snížit, v závislosti na dané

situaci. Například dojde-li k narušení statické rovnováhy a snaze člověka stabilitu obnovit, může být větší hmotnost ztěžujícím faktorem. (Bizovská, 2017)

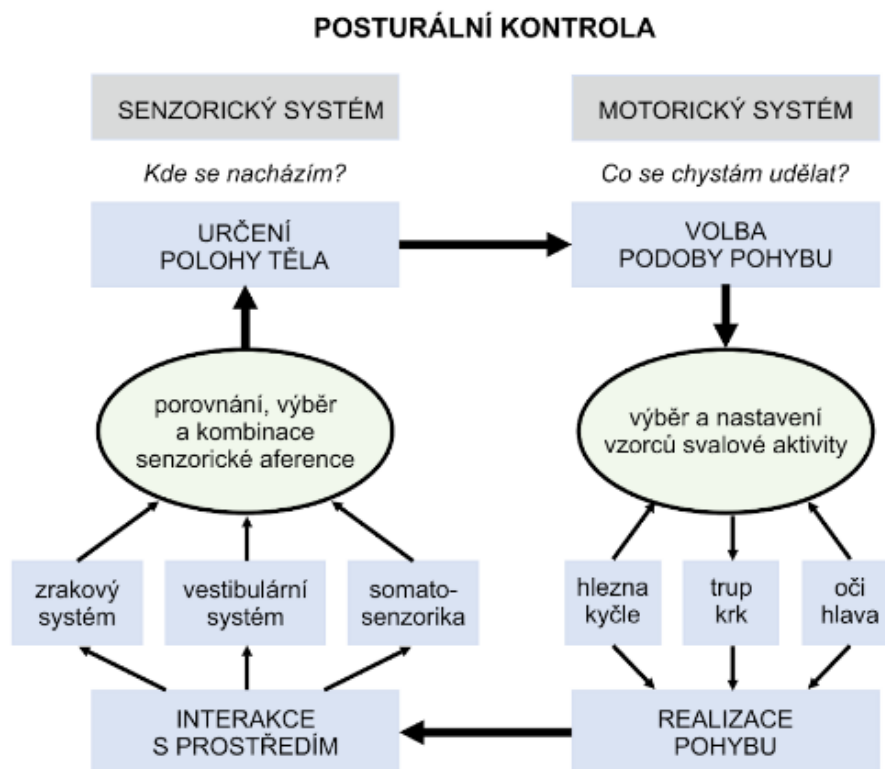
1.3 Posturální stabilita z pohledu neurofyzologie

Z neurofyzilogického hlediska ovlivňují posturální stabilitu informace ze zrakového a vestibulárního aparátu, propioceptivních a kožních receptorů (neboli multi-senzorické vstupy), dále faktory vnitřního prostředí, ke kterým řadíme např. procesy nastavující excitabilitu nervové soustavy a spouštějící pohybové programy, kvalita zpětnovazebných mechanismů a také stav psychiky. (Kolář, 2009) (Bizovská, 2017)

1.3.1 Posturální kontrola

Řízení a integraci všech výše zmíněných podnětů a procesů zajišťuje nervová soustava. Posturální kontrolou souhrnně nazýváme takové neurální mechanismy, které mají schopnost udržet polohu a zajistit provedení účelového pohybu v zemské gravitaci. Nervový systém je schopen instabilitu předvídat (feedforward) i detekovat (feedback) a zároveň iniciovat vhodnou svalovou odpověď v rámci motorického programu, v koordinaci s ostatními silami působícími na tělo. Posturální svalový tonus (generován nízkofrekvenční asynchronní aktivitou alfa motoneuronů) je základní podmínkou pro udržení vzpřímeného stoje. Jeho distribuci regulují reflexní reakce, jež jsou řízeny okruhy míšního kmene, mozečku, míchy (propriospinálními okruhy) a subkortikálními centry. Tyto reflexy jsou však jen malou částí posturální kontroly, klíčovou rolí pro orientaci těla ve vertikále a jeho stabilizaci proti externím výchylkám hrají informace zejména ze zrakového, vestibulárního a somatosenzorického systému. Autonomní systém je také neopomenutelnou součástí řízení balance. Různé druhy balančních disturbancí však nestimulují vždy všechny typy receptorů. Liší se také senzitivita daných systémů a jeho oblastí, resp. jejich aktivační práh. (Bizovská, 2017)

Somatosenzorický systém zahrnuje kožní čítí a propiocepci (aferecence z receptorů v kloubech, svalech, vazech a periostu). Informace z těchto receptorů jsou důležité pro reaktivní posturální kontrolu, neboli při tvorbě korekčních balančních reakcí. Ze studií zabývajících se touto problematikou vyplývá, že, propiocepce hraje důležitou roli v posturální kontrole při stojí na stabilním povrchu, naproti tomu stojí na nestabilním povrchu vyžaduje více kontrolu zrakovým a vestibulárním systémem. Aferecence ze zrakových receptorů je zásadní v anticipační posturální kontrole, při detekci těla v prostoru se naopak uplatňují více informace z vestibulárního aparátu. Vzhledem k jedinečnosti každého člověka nelze však zcela určit, jaký z výše zmíněných systémů posturální kontroly se v bipedálním stojí bude uplatňovat nejvíce. Jejich podíl na řízení postury se liší od jedince a stejně tak se různí i v případě rozličných podmínek u stejného člověka díky proměnlivosti vnějšího a vnitřního prostředí. (Grigg, 1994) (Maurer, 2000) (Bizovská, 2017)



Obr. č. 1 Schéma principu posturální kontroly (Bizovská, 2017)

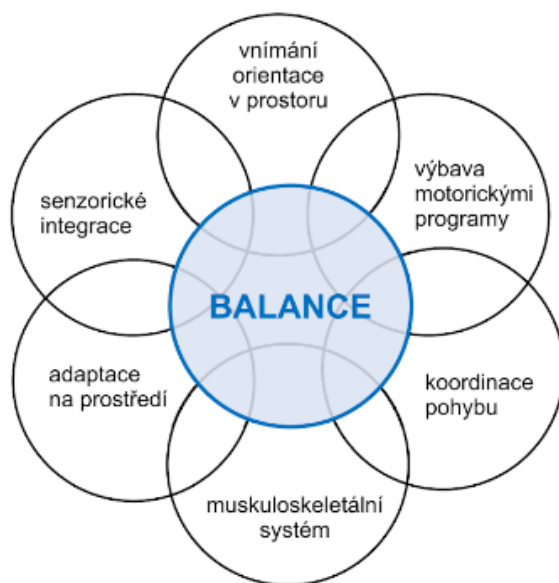
1.3.2 Organizace systému posturální kontroly

V dnešní době se pro popis systému posturální kontroly používá organizovaný, resp. systémový model. Liší se od předchozího hierarchického modelu uspořádání

reflexních reakcí přístupem funkčního adaptabilního chování. Posturální kontrolou se již nemíní pouze předprogramované reakce a stereotypní reflexy, ale chování, které integruje aferentní a eferentní vstupy. Rovnovážné strategie jsou proaktivní, adaptabilní, založené na předchozí zkušenosti a záměru a organizované CNS. Dochází tedy ke komplexní interakci mezi komponentami muskulo-skeletálního (rozsah v kloubech, vlastnosti svalů, ligament aj.) a nervového systému (senzorické procesy, viz výše, motorické procesy neboli reakční synergie, procesy zajišťující adaptabilitu a anticipaci systému, pozornost, motivace a soustředění). (Bizovská, 2017)

Anticipační chování zahrnuje aktivaci posturálních svalů před vlastním volným pohybem. Somatosenzorický a motorický systém se tak dle své předcházející zkušenosti a učení připraví pro posturální funkci, podle předprogramovaných posturálních korekcí, které jsou odvislé od daného úkolu. Základní vzory, potřebné k řízení stabilizace polohy, jsou vytvořené supraspinálně a dále organizovány do programů. Pro realizaci výsledného žádoucího pohybu je třeba nejprve „spuštění“ polohového programu, na který poté navazuje cílený motorický program. Programy se získávají učením, a čím více jich organismus vytvoří, tím se stává adaptabilnějším. (Bizovská, 2017)

Jestliže tělo reaguje na vnitřní a vnější výchylky, využívá korekčních programů, které fungují na principu uzavřených (closed loop) a otevřených (open loop) smyček. Uzavřené smyčky se uplatňují při velkých a rychlých výchylkách organismu, přičemž



ke korekci dochází až zpětně, po dokončení pohybu. Při menších a pomalejších distorcích funguje princip otevřených smyček, kdy ke korekcím dochází v průběhu pohybu, za pomoci senzorických vstupů. Větší posturální výchylky se vyskytují většinou v neočekávaných situacích, jako je např. uklouznutí, náraz či při oslabení organismu únavou, nemocí nebo

Obr. č. 2 Systémové komponenty posturální stability (Bizovská, 2017)

zraněním. (Bizovská, 2017)

1.3.3 Strategie posturální kontroly při translačních posturálních výchylnkách

Při řízení volního pohybu se uplatňují naprogramované vzorce svalové aktivity. Podobně fungují automatické posturální reakce, neboli časné odpovědi na narušení posturální stability. Jsou to specifické svalové synergie, které jsou organizovány na podkorové úrovni CNS. (Kolář, 2009) (Bizovská, 2017)

Obecně používanou metodou ke studování automatických posturálních odpovědí na velké posturální výchylnky je dynamická posturografie, kdy daný jedinec stojí na plošině, která se nečekaně pohybuje do různých směrů. Strategie odpovědi závisí na parametrech výchylnky. Svalové kontrakce jsou evokovány s latencí 70-100 ms. Automatické odpovědi závisí na směru a rychlosti dané výchylnky, začáteční poloze a zkušenosti jedince a na realizovaném úkolu. Za příklad může být uvedena situace, kdy jedinec stojí na pohyblivé desce a má k dispozici madla pro oporu. Jestliže se při pohybu desky nedrží madel, odpověď na výchylnku je iniciována ze svalů dolních končetin, jakmile se při výchylnce jedinec madel drží, automatická reakce naopak začne ve svalech paží. (Enoka, 2015)

Je-li povrch, na kterém člověk stojí a který je jeho oporou, vychýlen, je nutná smyslová informace pro vytvoření automatické posturální odezvy, aby se zabránilo pádu. Senzorické informace se používají k identifikaci rychlosti, amplitudy a směru výchylnky, i vlastností povrchu. Na základě těchto smyslových informací, odpovídající posturální odezva rychle a účinně přemístí CoM objektu zpět do nestabilní rovnovážné pozice nad základnu opory (BS). Periferní smyslové informace však sami nevytvářejí a neurčují vzorce svalové aktivity, zahrnující automatickou posturální reakci, ale uplatňují se zde centrálně spuštěné programy. (Moore, 1988)

Roli sensorických informací při utváření vzorců svalové aktivity na vnější nečekaný stimul (translační pohyb silové desky vzad) zkoumal Moore et al. (1988). Modifikoval rychlost, amplitudu a trvání rušivého stimulu. Měření proběhlo za podmínek měnící se rychlosti (10–35 cm / s, konstantní amplitudy), měnící se amplitudy (1,2–12 cm, konstantní rychlosti) a měnící se délky trvání impulzu (40–800 ms). Výsledky naznačují, že prostorová a časová organizace automatických posturálních reakcí může být organizována nezávisle na intenzitě odezvy. Zdá se, že v rámci konkrétního

prostorového a časového vzoru je svalová aktivace upravena smyslovou informací, která specifikuje rychlost a amplitudu výchylky (stimulu). (Moore, 1988)

Při výchylce dozadu došlo k flekčnímu pohybu v kloubu kotníku o 1-6° a k hyperextenzi kyčle o 1-2°. Při zvětšující se amplitudě a rychlosti výchylek docházelo ke zvyšování flexe v kyčelních kloubech. Zaměříme-li se na svalovou aktivitu, změna rychlosti, resp. amplitudy výchylky měla na timing svalů minimální vliv (prvotní změny v EMG aktivitě byly přítomny vždy u m. gastrocnemius (92-103 ms), hamstringů (118-141 ms) a paraspinálních svalů (132-158 ms). U šesti z deseti probandů se objevila i časná slabá aktivita m. rectus abdominis (89-99 ms). Parametry výchylky ale významně ovlivňovaly velikost EMG aktivity. Zkoumána byla aktivace během tří intervalů, neboli v prvních 75 ms, následujících 75 ms a ve zbývajících 350 ms. Ukázalo se, že změny rychlostí mají větší vliv na první interval, v některých případech i na druhý, a slabší efekt na interval třetí. Největší korelace mezi EMG aktivitou a rychlostí v prvním intervalu svalové aktivace se prokázala u svalů s nejnižší latencí (m. gastrocnemius a m. rectus femoris), poté u hamstringů a paraspinálních svalů, u nichž byla největší korelace v intervalu druhém. (Moore, 1988)

Nashner (1985) vytvořil hypotézu existence dvou diskrétních posturálních strategií (kotníkové, kyčelní; později doplněné Winterem o strategii krokovou), které by mohly být použity samostatně či kombinovaně, aby se dosáhlo adaptabilní kontroly horizontální polohy COM v sagitální rovině, při translačních pohybech opěrné plochy.

Horak et al. (1986) experimentálně potvrdili existenci těchto strategií při zkoumání odpovědi organismu na posun silové desky v A-P směru, při konstantní rychlosti 13 cm/s, po dobu 250 ms. Při měření autoři použili dvě délky opěrné plochy ve vztahu k délce nohy, přičemž první byla nezměněná (normální délka povrchu, kontakt celou plochou chodidel), druhá měla délku 9 cm. Strategie se lišily rozlišnou aktivací svalů nohy a trupu. Měřena byla EMG aktivita mediálního gastrocnemiu, m. tibialis anterior, hamstringů (primárně m. biceps femoris), m. quadriceps (primárně m. rectus femoris), m. ES v úrovni L4-5 a m. rectus abdominis na úrovni umbiliku. Kotníková strategie byla zřejmá při použití normální délky plošiny, svalová aktivace se organizovala distoproximálně. Nejprve se aktivovaly svaly kolem kotníku, dále svaly stehna a poté svaly trupu, buď ventrálně, nebo dorzálně, odvisle od směru pohybu výchylky. Kyčelní strategii použil organismus při vyrovnávání výchylek ve stoji na kratší platformě.

Aktivační sekvence byla opačná, proximodistální, zároveň byly aktivovány antagonistické svaly trupu a stehen vzhledem ke kotníkové strategii. Svaly kolem kotníků nevykazovaly při této strategii téměř žádnou aktivitu. (Horak, 1986)

Kinematika pohybu segmentů těla, při translaci opěrné plochy, závisí na směru daného translačního pohybu. Identifikovány byly dvě pohybové složky, přičemž časnou pasivní složku vyvolal pohyb desky, pozdější aktivní složku tvořila korekční odezva organismu. Translační pohyby desky vyvolávají různé velikosti a směry korekčních pohybů (sway). Při translaci dozadu je vyvolán pohyb těla dopředu, při translaci dopředu pohyb opačný. Pohyb těla dozadu způsobuje potencionálně větší nestabilitu stoje než pohyb vpřed, kvůli limitované zadní oporné bázi (BS). (Chen, 2014)

Kromě biomechanických rozdílů mezi předozadními translačními výchylkami mohou být výchylky dle Nonnekese et al. (2013) navíc zpracovávány různými neurálními okruhy. Ve své studii zkoumal autor vztah úlekového reflexu, resp. StartReact fenoménu (zrychlení reflexů) na zvukový podnět (SAS – startle auditory stimulus), a posturálních reakcí, které vyvolal translačním předozadním vychýlením jedinců pomocí silové plošiny. Vzhledem k poznatkům, že u pacientů s Parkinsonovou nemocí chybí úlekový reflex a zároveň mají balanční deficit (větší instabilita ve směru vzad ve srovnání s ostatními směry) navrhl, že posturální odpovědi by mohly mít spojení s neurálními cestami pro úlekový reflex. Zároveň i u zdravých jedinců byla pozorována podobná směrová senzitivita, kdy stabilita v posteriorním směru byla nižší a daný destabilizující impulz vyvolal reakci podobnou úleku. Součástí neurálního okruhu pro úlekový reflex jsou neurony pmRF (pontomedulární retikulární formace). Zároveň existují neurony pmRF, které jsou zapojené do generování posturální odezvy. (Nonnekes, 2013) U lidí mohou automatizované posturální odpovědi také vycházet z mozkového kmene (Jacobs, 2007), ale přesné neurální okruhy musí být ještě identifikovány.

Výsledky Nonnekese et al. (2013) ukazují, že SAS zkrátil signifikantně latence m. tibialis anterior (také m. rectus femoris) při současném pohybu desky vpřed (primární sval, který se zapojí při translaci podložky vpřed), ale nezrychlil odpověď m. gastrocnemius při současném pohybu desky vzad (primárně aktivovaný sval při translaci vzad). Zároveň zvýšením amplitudy (velikosti) výchylky došlo ke zkrácení latencí, s výrazně vyšším efektem pro latence u impulzu vpřed. Autoři tak došli k závěru, že automatické posturální reakce na A-P translaci opěrné plochy mohou být

zpracovávány různými neurálními cestami, s vlivem neurálních cest úlekového reflexu na posturální odezvy na translaci vpřed. (Nonnekes, 2013)

Také velikost opěrné báze, kterou ve stoji představují chodidla, hraje roli při stabilizování této polohy. Plocha chodidel a jejich kontaktu s podložkou ve stoji je omezená a promítá se tak do účinnosti svalů kotníku. Při kratší páce je jejich účinnost výrazně nižší vzhledem ke svalům kyčelního kloubu. Při odolávání vnějším výchylkám ve stoji proto organismus používá samostatně „kotníkovou strategii“ pouze při klidném stoji s malým působením vnějších sil, strategie kyčelní nastupuje při výchylkách větších. Strategie jsou kombinovány vzhledem k parametrům výchylek. (Vařeka, 2002b)

Zaměříme-li se na vliv rychlosti výchylek, nízké rychlosti translací (zkoumán směr dozadu) vyvolávají odpověď organismu v podobě kotníkové strategie (≤ 20 cm/s), ve vyšších rychlostech dochází ke kombinaci obou strategií (≥ 20 , resp. 25 cm/s). (Runge, 1999) Při max. rychlosti translace 35 cm/s (9 cm za 200 ms) bylo pozorováno zapojení kyčelní strategie při translačních pohybech silové desky i v laterálním a diagonálním směru výchylek, stejně tak ve směru anteroposteriorním. (Henry, 1998)

Za hlavní spouštěče rovnováhy a lokomočních pohybů jsou pokládány propioceptivní vstupy z dolních končetin. Tento předpoklad však zpochybňuje Allum (1998a) při posouzení několika výzkumů, které nastiňují nové možnosti v propioceptivní kontrole, vzhledem k rovnováze. (Allum, 1998a)

Původní návrh byl založen na biomechanickém modelu obráceného kyvadla, kdy časné balanční odpovědi organismu byly připodobněny pohybu tohoto modelu a popsány jako tzv. kotníková strategie, viz výše. Balanční odezva tedy vychází ze vstupů z kotníků, které spouštějí odpověď v protažených svalech dolních končetin. Tento spouštěcí signál je pak přenášen disto – proximálním směrem a vyvolává rovnovážné korekční svalové synergie s onsetem latencí 100–120 ms skrz množství pohybových segmentů. (Allum, 1998a)

Odpovědi na translační výchylky však zahrnují rotace nejen kolem kloubů kotníku, ale i kolem kyčelních kloubů a kloubů krční páteře. Při zkoumání svalových synergií zpochybnila Keshner (1990) výše zmíněný zavedený distoproximální model svalové aktivace. Poukázala na ascendentně-descendentní svalovou synergii, generující stabilizační „multi-link“, resp. ankle-hip strategii, reflektující více stupňů volnosti.

Ve stejném čase naměřila v balanční odpovědi svalovou aktivitu jak svalů kotníku, tak i hlubokých flexorů krku a svalů abdominálních. Informace z kotníků pravděpodobně nejsou jediné, které spouštějí posturální odpovědi. (Keshner, 1990)

Také dle rešerše Alluma (1998a) by propioceptivní systémy i v jiných svalech než ve svalech kotníku mohly spouštět posturální odpovědi s onsetem 100-120 ms (hluboké flexory krku, svaly trupu, vnitřní svaly plosky nohy). Dle přezkoumaných studií dodává, že propioceptivní informace z trupu nebo kyčlí mohou být důležitější při spouštění korekcí rovnováhy než vstupy z dolních končetin, které pomáhají hlavně při konečném tvarování a intermuskulární koordinaci posturálních a lokomočních pohybů. (Allum, 1998a)

Výsledky Chen (2014) ukazují, že translační výchylky produkují větší pohyby trupu a hlavy, resp. větší instabilitu systému, a generují rychlejší svalovou odpověď a rychlejší a větší pohyby v kolenou a kyčlích než výchylky rotační (PF, DF v hleznu).

Také další autoři se shodují, že pohyby trupu jsou důležitým spouštěčem posturálních odpovědí a stabilizace trupu je hlavním úkolem CNS při řízení rovnováhy. (Allum, 1998a) (Bloem, 2000) (Hughey, 2005)

Ko et al. (2001) se také nespokojili s popsáním pouze výše zmíněných strategií a ve své studii modifikovali amplitudu a frekvenci translačních pohybů silové plošiny (amplituda 10, 16 a 23 cm, frekvence 0.19, 0.38, 0.54, 0.92, 1.28 a 1.64 Hz) ve snaze objevit další modely svalových odpovědí na indukované výchylky. Při nízkých frekvencích translací byly všechny stupně volnosti v kloubech potlačeny, s rostoucí frekvencí docházelo k jejich systematickému uvolňování. Autoři popsali následující čtyři různé strategie posturální koordinace, tj. fixní, kotníkovou, kotníko – kyčelní a kotníko – koleno – kyčelní. (Ko, 2001)

Při pomalé frekvenci (0,19 Hz) došlo u probandů ke zpevnění kotníků, kyčlí a kolenních kloubů, resp. odstranění všech stupňů volnosti, takže celé tělo fungovalo jako jeden tuhý segment. Frekvence 0.38, resp. 0.54 Hz (v závislosti na amplitudě výchylky) vyvolala strategii jednoho stupně volnosti, neboli model převráceného kyvadla, kdy byl umožněn pouze pohyb v kotníku. U frekvence 0.92 Hz subjekt zavedl kompenzační pohyby nejen v kotnících, ale také v kyčlích, neboli multisegmentální posturální koordinační model, při kterém dochází k samostatné činnosti horních a dolních

segmentů těla. Nad 0,92 Hz se uplatňoval posturální koordinační režim, který obsahoval navíc i kompenzační pohyby v kolenních kloubech. (Ko, 2001)

Pohyby kolem kotníku jsou omezeny na nízké frekvence (pod 0,5 Hz), zato pohyby kyčlí jsou obvykle rychlé (1 Hz a vyšší). (Balance Manager® Systems, 2013)

Vezmeme-li v úvahu neurofyzilogii, Allum et al. (1998a) usuzují, že posturální a lokomoční pohyby jsou centrálně organizovány na dvou úrovních. První úroveň zahrnuje generování základního směrově specifického vzorce odezvy, který je primárně založený na proprioceptivních vstupech z oblasti kyčelních kloubů nebo trupu a sekundárně na vstupech z vestibulárního aparátu. Tento vzor specifikuje prostorové charakteristiky svalové aktivace, neboli informace o tom, které svaly jsou primárně aktivovány, jaké je jejich načasování (timing) a v jakém pořadí jsou aktivovány (sekvence). Druhá úroveň se podílí na formování centrálně nastavených aktivačních vzorů na základě multi-senzorického aferentního vstupu (včetně proprioceptivního vstupu ze všech segmentů těla a vestibulárních receptorů), aby se korekční pohyby mohly přizpůsobit různým úkolům. (Allum, 1998a) Taktéž Henry (1998) říká, že svalová odezva na translační výchylky opěrné plochy není pouze jednoduchý reflexní mechanismus, ani nejde o organizaci do fixních svalových synergií, ale spíše o flexibilní kontinuum svalových synergií, které jsou modifikovatelné vzhledem k danému úkolu.

1.3.4 Řízení dechu a posturální kontrola

Marry Massery (2006) vytvořila model respirační a posturální kontroly, který nazvala „Model plechovky“, resp. Soda- Pop Can Model. Tento model poskytuje 3 dimenzionální dynamickou ilustraci funkcí trupu, resp. jak jsou v trupu uskutečňovány konkurentní potřeby dýchání, posturální kontroly a vnitřních orgánů. Všechny svaly začínající či se upínající na trup mají duální funkci, fungují jako svaly respirační a posturální, tudíž nelze dýchání ani posturální kontrolu posuzovat odděleně. Cílem modelu je ilustrovat tuto duální funkci. (Massery, 2006)

Plechovka je tvořená tenkým obalem a je-li prázdná a otevřená, je lehce zničitelná, zmáčknutelná. Je-li naplněná tekutinou a uzavřená, lze těžko zdeformovat. Uzavřený plyn v plechovce tvoří pozitivní tlak, který tlačí na stěny plechovky směrem ven a poskytuje tím dynamickou oporu svému kovovému obalu. Síla plechovky je odvozena

od tohoto tlaku, působícího proti vnějšímu atmosférickému tlaku a gravitační síle. (Massery, 2006)

Trup funguje na podobném principu. Páteř a hrudní koš tvoří společně se svaly vnější obal, který je schopen udržovat správné postavení segmentů (alignment) a odolávat vnějším kompresivním silám, resp. gravitaci, prostřednictvím svalové aktivity generující tlakovou oporu, neboli pozitivní tlak v břišní a hrudní dutině. Tyto dutiny jsou odděleny bránicí a uzavřené ze shora hlasivkovými strukturami, zespona svaly pánevního dna a kolem dokola trupovým svalstvem. Primární svaly, tvořící tuto oporu, jsou svaly mezižeberní (generují a udržují tlak v hrudní dutině), svaly břišní stěny (generují a udržují tlak v dutině břišní), bránice (reguluje a používá tlak obou dutin) a extenční svaly páteře (poskytují stabilizační síly pro udržování postavení páteře (alignment) a spojení s hrudním košem). Bránice, jako regulátor tlaků, je schopna vytvářet a využívat změny tlaků obou dutin pro simultánní potřeby dýchání a stabilizace trupu. Jestliže se nadechujeme, bránice generuje pozitivní tlak v břišní dutině, v dutině hrudní tlak klesá na negativní hodnoty a naopak. (Massery, 2006)

Horní „uzávěr“ trupu představuje hlasový aparát, resp. hlasivky, otevírající a uzavírající hlasovou štěrbinu (glottis). Hlasivky tedy zastávají funkci vrchního ventilu, resp. regulátoru tlaku v hrudní dutině. Pozitivní nitrohruční tlak je zapotřebí pro oporu horního trupu a zároveň pro expirační manévry, jako je řeč, kašel či vyprazdňování. Hlasivky umožňují kontrolovaný pomalý výdech (snižování nitrohručního tlaku), který je základem např. pro tvorbu řeči. Kromě regulace průtoku vzduchu ven z plic se hlasivky významně podílejí i na generování zvýšeného nitrohručního tlaku potřebného pro trupovou stabilizaci při úkonech jako je vzpírání, zvedání těžkých předmětů nebo tlačení. Tato odpověď byla pojmenována jako „reflex uzavření hlasové štěrbiny“. Dochází při něm k úplné addukci hlasivek, a tak prevenci úniku vzduchu během zvyšování tlaků v dutinách trupu pomocí aktivity výše zmíněných svalů. Zvýšený tlak pomáhá stabilizovat ramenní pletenec a tím umožňuje svalům horní končetiny produkovat větší síly. (Massery, 2006)

Jestliže řízení tlaků v hrudní a břišní dutině významně přispívá ke strategiím posturální kontroly trupu, následuje otázka, zda také kontrola průtoku vzduchu hlasivkami, jež je primární determinantou ITP, by neměla být důležitou součástí posturální stability. Tuto hypotézu zkoumala Massery et al. (2013) ve své studii, kdy při sedmi

dechových/fonačních manévrech (zavřené, otevřené a částečně otevřené hlasivky), ve stoji na silové desce, testoval odpověď organismu na nečekané předozadní vychýlení trupu, způsobené spuštěním závaží v testovacím rámu a přenesením vytvořených sil na hrudníkový postroj probanda. Výsledky ukazují, že modulace v dýchacích cestách (pomocí hlasívkových struktur) ovlivňuje posturální kontrolu během vychýlení z rovnováhy ve stoji. Hrudník byl nejstabilnější při statickém dechovém manévru (zádrž dechu), ale optimální kontrola COP výchylek byla během přirozené dynamické modulaci průtoku vzduchu při tvorbě hlasu při středním postavení hlasivek. (Massery, 2013)

Řízení dechu a jeho potenciální role vzhledem k tvorbě ITP, resp. IAP je věnována malá pozornost. Doposud byla zkoumána zejména role IAP, a to vzhledem k posturální kontrole trupu, bez integrace funkce glottálních struktur. Jednou z metod kontroly dechu, která byla ve srovnání s produkcí IAP dobře prostudována, je Valsavův manévr. Bylo prokázáno, že významně zvyšuje IAP. Valsavův manévr však nemusí adekvátně reprezentovat jiné formy kontroly dechu, které mohou mít vliv na IAP. Kontrola dechu vzhledem k produkci IAP byla zkoumána zejména ve studiích zabývajících se vzpíráním, neboli při vysokých posturálních nárocích. (Hagins, 2004) (Massery, 2006) (McGill, 2007b) (Massery, 2013) Například Hagins (2004) prokázal, že volní metody regulace dechu jsou významně spojeny s max. velikostí IAP během dynamického vzpírání. Zádrž dechu po nádechu vytvořila hodnoty signifikantně vyšší než zádrž dechu po výdechu, nádechování – vydechování a přirozený dech. (Hagins, 2004) Výsledky této studie potvrzují výsledky studie McGill (2007b) že kontrola dechu má významný vliv na velikost IAP během vzpírání. M. Massery (2006) upozornila na fakt, že je dechová kontrola zkoumána pouze ve vysokých posturálních nárocích a ve své studii tak zkoumala dechovou kontrolu při nárocích nízkých, viz výše.

O efektu IAP, resp. jeho úloze při posturální kontrole trupu, se v literatuře vede značná diskuze.

1.3.4.1 Stabilizační funkce IAP

Zaměříme-li se na funkci IAP vzhledem ke stabilitě, zjišťujeme, že mezi autory dochází ke konsenzu, že primární role IAP je jeho přispívání ke stabilizaci trupu, resp. páteře. (Hagins, 2004) Významný vliv zvýšeného IAP na stabilitu páteře, generovaného

kontrakcí bránice, prokázal pomocí dynamické MRI a spirometrie například Kolář (2010). Ve studii na prasečím modelu, kde bylo zvýšení IAP vyvoláno elektrickou stimulací bránice, resp. m. transversus abdominis, došlo taktéž ke zvýšení meziobratlové pevnosti. Stejně tak se zvýšila tuhost páteře v modelu mrtvého těla, zde ve frontální rovině. (Hodges, 2004) Také další autoři svými výsledky potvrzují, že mechanické stabilizaci páteře pomáhá prostřednictvím zvýšeného intraabdominálního tlaku aktivita bránice, břišních svalů i svalů PD. (Grillner, 1978) (Cresswell, 1992) (Hodges, 2000a)

Souhra výše zmíněných svalů umožňuje současně regulovat tlak nitrohruční a nitrobřišní. (Hodges, 2000a) Vytvořený hydraulický efekt v dutině břišní napomáhá stabilizaci páteře zpevněním bederní obratlů. Špatná koordinace bránice a břišních svalů proto může mít za následek zhoršenou stabilitu a dysfunkci bederní páteře. Před každým provedením posturálního úkolu je pomocí centrálního mechanismu anticipačních posturálních úprav nastavena stabilita páteře, ramenního i pánevního pletence, ke které dochází nezávisle na respirační činnosti bránice. Správná stabilizace je tedy nepostradatelná pro všechny dynamické činnosti od jednoduchých funkčních úkolů až po složité atletické manévry. Kolář dále upozorňuje, že některé studie navíc naznačují nutnost koaktivace mezi bránicí, břišními svaly a svalstvem pánevního dna k vytvoření senzomotorické kontroly, která má velký klinický význam a často chybí např. u vertebrogenních poruch. (Kolar, 2010)

Ve studii Hodgese et al. (2000b) se objevuje tvrzení, že zvýšení IAP (činností bránice) může napomáhat stabilizaci trupu buď vytvořením extenčního momentu, nebo schopností regulovat zkrácení břišního svalstva. Přímé důkazy o tom, že moment extenze v bederní páteři je produkován zvýšením nitrobřišního tlaku aktivitou bránice, při absenci kontrakce svalů břišních a paravertebrálních, poskytuje Hodges (2001a) ve studii následující. Data byla naměřena při kontrakci bránice stimulací n. phrenicus. Autor však dodává, že čistý efekt extenčního točivého momentu bude ve funkčních úkolech závislý na všech svalech použitých ke zvýšení IAP a jejich příslušném flekčním točivém momentu. (Hodges, 2001a) Kontroverze mezi autory však přetrvává v tom, zda zvýšení stability je odvozeno z přímého přispění IAP nebo ze souběžné kokontrakce svalstva trupu. (Hagins, 2004)

V globálním kontextu motoriky můžeme vnímat trup jako průsečík většiny kinematických řetězců. Zajištěním stability a přiměřené síly trupu pomáhá trupové svalstvo dolním končetinám při jejich posturálně-lokomoční funkci, jako je například tvorba pevné opěrné báze pro vytváření síly nebo naopak odolávání destabilizujícím silám. (Macháčková, 2017)

Následuje úvaha, zda intraabdominální tlak a jeho kontrola by dle výše zmíněných informací měla být také součástí posturálních mechanismů, které se uplatňují při obnovování rovnováhy při translačních pohybech opěrné plošiny. Hodges et al. (2004) tuto myšlenku zkoumali. Ve své další studii testovali posturální reakce ve stoji na silové desce, při osmi směrových nečekaných translačních pohybech a přispívání IAP k posturálním reakcím na dané pohyby. Výsledky naznačují, že zvýšení IAP je součástí posturální odpovědi spojené s translací opěrného povrchu. Nejrychlejší vzestup IAP byl naměřen při pohybech desky v sagitální rovině, resp. při translacích směrem vzad, které jsou spojeny s počátečním flekčním pohybem trupu; vzestup IAP předcházel pohybu bederních obratlů. Maximální amplitudy IAP byly nejdříve přítomny také u translačních pohybů desky směrem dozadu. (Hodges, 2004)

1.3.4.2 Kompresní, resp. dekompresní funkce IAP

Kolem odlehčující funkce intraabdominálního tlaku na páteř panuje kontroverze. Ve své studii již z roku 1957 Bartelink (1957) navrhl, že IAP může poskytovat extenční moment prostřednictvím tlaku kaudálně na pánevní dno a kraniálně na bránici, čímž se dosáhne prodloužení páteře. Předpokládalo se, že tento mechanismus pomáhá paraspinálním svalům překonávat flekční silové momenty a snížit tak jejich zatížení a meziobratlovou kompresi. Mnozí autoři té doby však argumentovali, že tlaky generované v normální funkci nejsou dostatečné k tomu, aby měly významný mechanický účinek. (Örtengren, 1977) (Nachemson, 1986) (Daggfeldt, 1997) (Bearn, 2004) (McGill, 2007a)

Studie využívající přímá měření však ukazují, že zvýšení IAP souvisí se zvýšením kompresní síly na meziobratlovou ploténku a zvýšením svalové aktivity m. erector spinae. Navíc, i když nedávná měření in vivo ukazují, že IAP je schopen přímo generovat malý extenční moment, je nepravděpodobné, aby tento moment existoval bez přítomnosti větších kompresivních sil vyvolaných souběžnou koaktivací svalů trupu. Tyto výsledky

naznačují, že během vzpírání IAP významně nepřispívá ke snižování tlakového zatížení. (Hagins, 2004) Zmíněná kontroverze je však dána zejména nejasnostmi ohledně svalových souher a míry aktivace břišních svalů při nárůstu tohoto tlaku. (Arjmand, 2006)

Arjmand et al. (2006) zkoumali vliv IAP na stabilizaci a odlehčení páteře při statickém vzpírání. Odlehčující účinek IAP, generovaného koaktivací m. OE, m. OI a m. RA ve vzpřímeném stoji, se nepotvrdil. Naopak stabilizace páteře se se vzrůstající intenzitou koaktivace zvyšovala. Při vzpírání v semiflexi trupu však došlo k odlehčení páteře ve všech intenzitách koaktivace kromě té nejvyšší. Stabilizační účinek se při zvýšení aktivity břicha naopak zhoršil. (Arjmand, 2006)

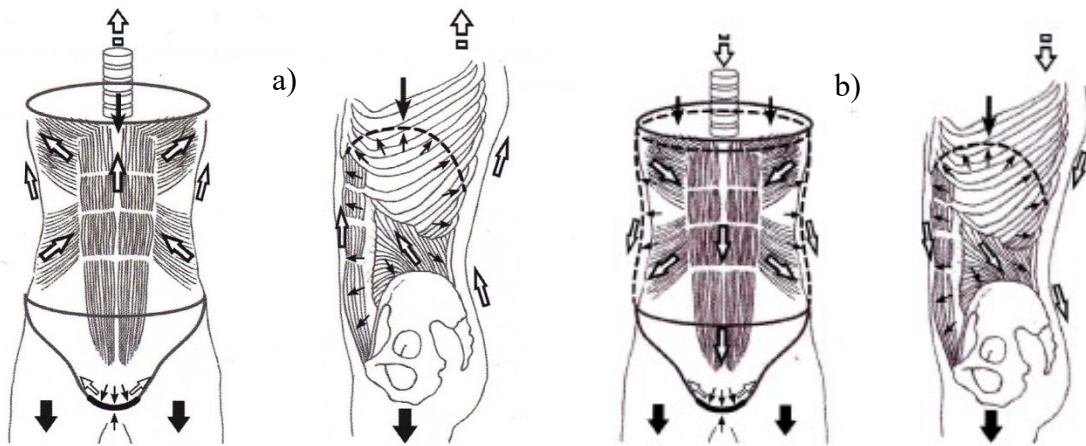
1.4 Svalové zajištění stability

Stabilitu vzpřímeného stoje zajišťují svaly dolních končetin ve své oporné funkci a svaly trupu, resp. páteře. Vnitřní stabilizaci zajišťují shunt muscles, neboli krátké stabilizující svaly páteře (autochtonní muskulatura), zevní rotátory ramenních kloubů a krátké rotátory kloubů kyčelních, vnější stabilizaci spurt muscles, resp. delší silné povrchové záběrové svaly. Na udržování vnitřního stabilizačního pásma se podílí také dýchací svalstvo. (Véle, 2006) (Bizovská, 2017)

Čumpelík (2017) ve své studii uvádí dva modely svalového zřetězení ve stoji, které zajišťují trupovou stabilitu. Toto nastavení a průběh pohybu reflexně ovlivňuje pohyby těžiště těla.

První model, hluboký stabilizační systém (HSS, core stability), představuje Čumpelík (2017) jako svalové zřetězení zajišťující tzv. „embracing“, neboli aktivaci břišních svalů proti tlaku, který vyvoláváme volním pohybem bránice kaudálně a laterálně. Hrudník je stahován kaudálně kontrakcí bránice. Souhra svalů břišní stěny, pánevního dna a bránice vytváří nitrobřišní tlak, pomyslnou pevnou zátku, chráníci bederní páteř proti přetížení. Zároveň je tato koaktivace a tvorba nitrobřišního tlaku oporou pro pohyb končetin. V tomto konceptu je dle Čumpelíka (2017) snaha o vytvoření co největšího nitrobřišního tlaku a vycvičení tuhosti páteře jako mechanismu její ochrany. Tlak v dutině břišní, vytvořený touto souhrou, chrání dle jeho slov na jedné straně částečně bederní páteř, na druhé straně páteř ale zatěžuje kompresí, která je z dlouhodobého hlediska velice nepříznivá. (Čumpelík, 2017)

Odlišnou svalovou aktivaci nastiňuje Čumpelík (2017) v druhém modelu, resp. vzpřimovacím programu, kdy dochází k reflexní aktivaci bránice a břišních svalů tak, že podporují napřímení kraniálním směrem. Nitrobřišní tlak zůstává stejný jako v předchozím případě, břišní svaly ale vytváří protisílu, která směřuje kraniálně. Nedochází tak ke stahování hrudníku kaudálním směrem a ke kompresi páteře. Tělo funguje díky tomuto napřímení jako pružina. Tento program, uložený v CNS, je vyvolán aktivací zevních rotátorů v kyčelních a ramenních kloubech. (Čumpelík, 2017)



Obr. č. 3 a) Směr tahu břišních svalů u modelu pohybového programu vzpřímení;
 b) Směr tahu břišních svalů u modelu „core stability“ (Čumpelík, 2017)

1.5 Přístrojové testování stability ve stoji

Úroveň posturální stability lze hodnotit pomocí posturografie. K měření jsou používány nejčastěji systémy, jako jsou Kistler, AMTI, Bertec, NeuroCom apod, které využívají tenzometrické či silové plošiny. Posturografické vyšetření rozdělujeme na statické (podložka ani pacient se nepohybuje) a dynamické (pohyb podložky s pacientem či pohyb pacienta na podložce). V obou případech lze testování určitým způsobem modifikovat (stoj na jedné noze, stoj v tandemu, vyloučení zraku, změna povrchu podložky – pěnová guma, vibrační stimulace, pohyb plošiny nebo vizuálního okolí, využití virtuální reality aj.). Vzhledem k povaze testované úlohy hodnotíme buď reaktivní posturální stabilitu (reakce testovaného jedince na vychýlení z rovnovážného stavu) nebo proaktivní posturální stabilitu (snaha vyšetřované osoby o splnění úkolu, který obsahuje aktivní, cílený, vědomý pohyb, kterým ovládá polohu těžiště těla, polohu COP nebo náklon kontaktní plochy). Z hodnocených parametrů se využívá velikost

amplitudy COP, délka trajektorie COP, plocha konfidenční elipsy nebo také latence, v závislosti na měřícím systému a druhu testování. (Kolář, 2009) (Bizovská, 2017)

2 DÝCHÁNÍ

V této kapitole se budeme zabývat tématem respirace z pohledu různých oborů, jako je anatomie, fyziologie, kineziologie a mechanika, a zároveň její roli v posturálním výzkumu.

2.1 Fyziologie dýchání

Dýchání je jedním ze základních projevů našeho života. Je to děj automatický, nezávislý na naší vůli, avšak díky částečné volní kontrole do něj můžeme zasahovat. Zahrnuje ventilaci plicní tkáně, neboli výměnu plynů mezi plícemi a vnějším okolím (vnější dýchání), přestup dýchacích plynů do krevního řečiště (difúzí) a následně jejich transport krví do tkání (difúze plynů do buněk, resp. jejich mitochondrií = vnitřní dýchání). Kromě vlastní respirace má dýchací soustava funkci ochrannou (zvlhčuje a čistí vzduch od nečistot a pomáhá chránit před vniknutím infekce do organismu (plicní makrofágy), fonační (tvorba hlasu), senzoricou (čichové receptory DC), podílí se na termoregulaci, mikci, defekaci, regulaci acidobazické rovnováhy a v neposlední řadě má vliv na posturu a její stabilizaci. (Slavíková, 1997) (Véle, 2006) (Rokyta, 2016) (Čumpelík, 2017)

Vnější dýchání je umožněno prací respiračního svalstva. Frekvence a intenzita dechových pohybů se odvíjí od momentálního stavu organismu, jeho vnitřního prostředí, energetických nároků a potřebě krevního zásobení. Tyto parametry ovlivňuje i psychický stav jedince, pohybová aktivita či např. zánět v těle. V klidovém stavu činí frekvence průměrně 12-16 dechů/ min a dechový objem cca 0,5 l. (Rokyta, 2016)

2.1.1 Mechanika dýchání

Podstatou mechaniky dýchání je umožnění proudění vzduchu mezi plícemi a vnějším prostředím. Děje se tak pomocí rozdílu tlaku vzduchu v plicních alveolech (intrapulmonální tlak) a v ovzduší (atmosférický tlak). Při nádechu se zvětšuje objem hrudního koše svalovou aktivitou, intrapulmonální tlak klesá pod hodnotu atmosférického tlaku a vzduch je nasáván do plic principem tlakového gradientu. Na konci nádechu se hodnoty obou tlaků vyrovnají. Při výdechu se elastické tkáně plic a hrudníku stahují zpět do výchozí polohy, klesá objem plic a hrudního koše, intrapulmonální tlak se zvyšuje a vzduch proudí z plic ven. Rozdíl tlaků při klidovém

dýchání je cca 0,2 kPa. Tyto změny tlaku vzduchu v plicích oproti tlaku ovzduší jsou umožněny kontrakcí respiračních svalů, tzv. dechovou prací. Vytvořená svalová síla je přenášena na plíce pomocí negativního interpleurálního (nitrohruďního) tlaku. Tento tlak vzniká v pleurální tekutině mezi vnějším (parietálním) a vnitřním (viscerálním) listem pleury (pohrudnice), která vystýlá prostor mezi plicemi a hrudním košem. Při otevřených a průchodných dýchacích cestách má nitrohruďní tlak konstantně negativní hodnoty, které se během klidného nádechu a výdechu pohybují mezi -3 až -8 cm vodního sloupce. Vlivem gravitace jsou jeho hodnoty vyšší u apexu plic (-10 cm H₂O) a vyšší u baze (-2,5 cm H₂O). Při usilovném dýchání se v nádechu negativní hodnota výrazně zvýší, v expiriu může naopak dosáhnout až hodnot plusových. (Slavíková, 1997) (Rokyta, 2016)

Při dýchání vidíme úzkou spolupráci mezi dutinami trupu. Obě během dechového cyklu společně expandují a stahují se zpět. Hrudní dutina mění svůj tvar i objem, dutina břišní pouze svůj tvar. Pohyb dutin je trojrozměrný, ovlivňuje ho řada faktorů, např. držení těla, tuhost kostálních spojení nebo pohyb páteře. Hrudní dutina je v tomto 3D rozpínání podporována dutinou břišní. Trojrozměrný pohyb dutin vychází ze třech základních pohybů – pohybu žeber, bránice a sternu. Dle převládajícího pohybu rozlišujeme tři dechové vzorce - „abdominal breathing“ (pohyb bránice), „bucket handle“ (pohyb žeber) a „pump handle“ (pohyb sternu). (Čumpelík, 2017)

Dle Mortoly (2019) lze teoreticky dosáhnout jakékoli úrovně ventilace pomocí velkého množství dechových vzorů. V praxi však novorozenci i dospělí lidé (a ostatní savci) adoptují při klidové ventilaci vždy takový vzor, jenž vyžaduje minimální respirační práci, neboli přijímají dechový vzor vhodný pro adekvátní alveolární ventilaci s minimálními náklady, v souladu s mechanickými charakteristikami svého tělesného systému. Při klidovém dýchání se až 1/3 dechového objemu (tidal volume) uloží do plicního mrtvého prostoru a výběr dechového vzoru je tak limitován tímto objemem, protože dechový objem musí být vždy větší než objem mrtvého prostoru. Z ekonomického hlediska se v klidu neuplatňuje hluboké ani mělké dýchání, protože výrazně mění poměry plynů v alveolárním i krevním řečišti a ovlivňuje tak homeostázu a kardio – respirační spolupráci. Prohloubené dýchání je také energeticky nákladné díky tuhosti respiračního systému, resp. nízké compliance, při vysokých plicních objemech. (Mortola, 2019)

2.1.2 Dechová práce

Dechovou prací rozumíme práci respiračních svalů při dýchání, neboli překonávání mechanických sil plic a hrudní stěny svojí kontrakcí. Tyto síly nazýváme elastickými a proudovými odpory dýchání. Elastické odpory vytváří pružnost plicní tkáně; čím poddajnější tkáň, tím menší odpor klade a dechová práce se sníží. Nezávisí zde na rychlosti změny objemu plic, proto se tato dechová práce nazývá prací statickou. Proudový odpor označuje odpor kladený dechovými cestami. Při překonávání tohoto odporu vykonávají respirační svaly dynamickou dechovou práci, jejíž velikost závisí na rychlosti proudícího vzduchu (čím vyšší rychlost, tím vyšší odpor) a její hodnoty klesají přímo úměrně snižujícímu se odporu v dýchacích cestách. Výsledná dechová práce odpovídá součinu změny plicního objemu (ΔV) a změny interpleurálního tlaku (ΔP_{pl}), potřebného k této změně plicního objemu. (Rokyta, 2016)

2.1.3 Poddajnost (compliance) a smrštivost (elastance) plic a hrudníku

Jednou z vlastností plicní tkáně a hrudníku je jejich pružnost neboli schopnost se po předchozí deformaci vrátit do původního tvaru. Pružnost tkání je vyjádřena poddajností (compliance, C) a smrštivostí (elastance, E), jejichž vztah lze vyjádřit rovnicí $C = 1/E$. Anatomická stavba hrudníku, jeho pohyblivost a napětí svalů hrudní stěny určuje míru jeho poddajnosti a smrštivosti. Poddajnost plicní tkáně závisí na vlastnostech a struktuře elastické tkáně plic, neboli vláken elastinu a kolagenu, a na povrchovém napětí v alveolech na rozhraní tekutina – vzduch. Compliance udává, jak velký transpulmonální tlak (rozdíl nitrohrudního tlaku a tlaku v ústech) je třeba ke změně plicního objemu ($C = \Delta V / \Delta P$). (Slavíková, 1997) (Rokyta, 2016)

2.2 Kineziologie dýchání

Z pohledu dynamiky představuje dýchání rytmické střídání dvou fází, nádechu (inspiria) a výdechu (expiria). Každý nádech předchází krátká pauza, tzv. preinspirium, trvající cca 250 ms. Výdech má relaxační účinek na posturálně-lokomoční systém. Zádrží dechu po vydechnutí můžeme tento fenomén zesílit. Facilitační účinek naopak nastává během fáze preexpiria (pauza 50-100 ms na konci vdechu) a při volní zádrži dechu. (Véle, 2006)

2.2.1 Nádech

Nádech je aktivní fází dechového cyklu. Zajišťuje ho primárně bránice, která je schopna samostatně ventilovat 2/3 vitální kapacity plic (VC). Při klidném dýchání připadá na její činnost až 75% změny nitrohruďního prostoru. Ke své efektivní práci ale potřebuje souhru s dalšími respiračními svaly. Se svaly pánevního dna a břišními svaly tvoří partnerskou dvojici, zajišťující funkci respirační, posturální i stabilizační. Dokladem jejich spolupráce je mimo jiné i pozorování pacientů po poliomyelitidě. Při paréze břišního svalstva byl dechový objem u pacientů vždy snížen, i přes neporušenou funkci bránice. (Véle, 2006) (Kolář, 2009)

Nádech začíná kontrakční prací bránice. V první fázi tvoří oporu (punctum fixum) její žeberní, sternální a crurální úpony, umožňující centru tendineu kaudální posun; dochází k poklesu a oplošťování bránice. Zvětšuje se objem hrudního koše, snižuje se interpleurální tlak a tlak intraabdominální naopak stoupá. Samotnému aktivnímu nádechu předchází tzv. pasivní nádech. Naakumulovaná elastická energie v tkáních hrudníku, břicha, vytvořená prací expiračních svalů na konci výdechu, se při relaxaci výdechových svalů uvolní a dojde k poklesu nitrohruďního tlaku ještě před kontrakcí bránice. (Slavíková, 1997) (Véle, 2006) (Kolář, 2009) (Čumpelík, 2017)

Kaudální pohyb bránice stlačuje vnitřní orgány, vzrůstá tlak v břišní dutině, podporovaný kontrakcí svalů pánevního dna a břišní stěny. Je-li vyčerpán pohyb bránice (odpor obsahu břišní dutiny nedovolí dalšímu kaudálnímu rozpínání), nastává 2. fáze nádechu. Punctum fixum se přesouvá na CT a umožňuje rotaci kostálních skloubení na páteři i sternu, přičemž dochází k trojrozměrnému rozšiřování hrudního koše (zároveň také aktivitou mezižeberních svalů). Dolní žebra se rozvíjí latero-laterálně, horní žebra převážně ventro-dorzálně, podporovaná kontrakcí akcesorních inspiračních svalů. Při klidovém dýchání jsou exkurze bránice přibližně 1,2 cm, při středních dechových objemech cca 3,5 cm (ženy 3 cm) a při max. nádechu činí až 10 cm. (Slavíková, 1997) (Véle, 2006) (Kolář, 2009) (Čumpelík, 2017)

2.2.2 Výdech

Výdech je považován za děj více méně pasivní. Při klidovém výdechu se uplatňují zejména elastické síly plicní tkáně a hrudníku a dechová práce expiračních svalů překonává pouze proudové odpory (odpory dýchacích cest). Ke zvýšení činnosti

respiračních svalů dochází již i při malém zvýšení odporu v dýchacích cestách, např. při dýchání nosem. Při větším ztížení dýchání (forsírované respiraci) dochází k zapojení pomocných dýchacích svalů. Naopak při dýchání otevřenými ústy nepřekonává vzduch téměř žádný odpor a aktivita části dýchacích svalů se snižuje. Z dlouhodobého hlediska dochází k nepříznivému vlivu na držení těla. Za běžných podmínek však tento typ dýchání není fyziologický, nastává při zvyšování ventilace v důsledku zvýšení metabolických nároků. (MacLarnon, 1999) (Véle, 2006), (Rokyta, 2016) Výdech probíhá kaudokraniálním směrem. Postupně klesá napětí bránice a ostatních respiračních svalů a poměr tlaků v dutinách trupu se obrací. Objem hrudníku se zmenšuje a bránice zaujímá zpět svoji polohu „klenby“ v hrudním koši. (Véle, 2006)

2.3 Anatomie a činnost svalů podílejících se na dýchání

Na dýchání participuje řada svalů, které se aktivují v závislosti na podmínkách, za kterých probíhají dechové pohyby. Jejich funkce často není pouze jednoúčelová.

Z hlediska funkčně anatomického můžeme dýchací svaly rozdělit na svaly inspirační a expirační. (Véle, 2006)

Primární inspirační svaly:

- diaphragma
- mm. intercostales externi
- mm. levatores costarum

Pomocné inspirační svaly:

- šijové svaly – mm. scaleni, mm. suprahyoidei et mm. infrahyoidei, m. sternocleidomastoideus (při abd paže)
- svaly hrudníku – mm. pectorales, m. serratus anterior, m. serratus posterior superior, m. latissimus dorsi (při abd paže během usilovného dýchání)
- svaly zádové – m. iliocostalis, m. erector spinae, krátké hluboké zádové svalstvo

Primární expirační svaly:

- mm. intercostales interni
- m. sternocostalis

Pomocné expirační svaly:

- břišní svaly – m. transversus abdominis, mm. obliqui abdominis interni et externi, mm. recti abdominis, m. quadratus lumborum

- svaly pánevního dna (m. levator ani, m. coccygeus)
- zádové svaly – m. iliocostalis (pars inferior), m. serratus posterior inferior, m. erector spinae (Véle, 2006)

V praxi pracují dýchací svaly v koaktivaci. Nádechové/výdechové svalstvo se aktivuje během obou fází dechu. Dokládá to například dynamická souhra bránice a břišních svalů, která se kromě zajištění respirace podílí také na stabilizaci bederní páteře a pánve. Úzký vztah bránice a jednoho ze svalů břišní stěny (m. transversus abdominis) potvrzuje také jejich morfologické propojení svalovými vlákny. (Véle, 2006)

Krátké intersegmentální svaly páteře nastavují svojí repetitivní kontrakcí polohu obratlů, přičemž nádech podporuje jejich extenzi, výdech flexi. Nevýhodnou flekční tendenci trupu kompenzuje dynamická souhra břišních svalů, bránice a zádového svalstva napřímením páteře. Při nádechu je koncentrickou kontrakcí bránice vytlačován obsah břišní dutiny dolů, dopředu, do stran a dozadu. Proti ní působí aktivita m. erector trunci a excentrická kontrakce svalů břišní stěny, stlačuje trup z obou stran a dochází k napřimování páteře. Přílišnému anteriornímu vyklenutí břišní stěny brání zejména aktivita m. transversus abdominis, nadměrnému kaudálnímu pohybu útrobu svaly pánevního dna. (Véle, 2006) (Palašáková Špringrová, 2010)

Úlohou primárních respiračních svalů hrudníku je jeho pohyb, resp. elevace a deprese žeber. Zároveň interkostální svaly stabilizují hrudník. Svojí činností také formují proud vydechaného vzduchu při řeči. Pomáhají při tvorbě dechových pauz mezi slabikami a slovy a zlepšují tím její srozumitelnost. Při řeči se uplatňuje regulovaný výdech proti odporu hlasové štěrbiny, jež je řízen naší vůlí. Pomocné respirační svaly hrudníku participují na objemových změnách ventilovaného vzduchu při dýchání, ovlivňují jeho tvar a následně také posturální funkci. (Rimmer, 1995) (MacLarnon, 1999) (Véle, 2006)

M. quadratus lumborum je důležitým svalem zpevňujícím bederní páteř a fixujícím dvanácté žebro. Popsaná fixace kaudálního úseku osového orgánu je důležitá pro navazující kontrolovanou fixaci a postupnou relaxaci bránice, která je nezbytná pro pomalou expiraci a její přesné dávkování při řeči, resp. zpěvu. (Dylevský, 2009)

2.3.1 Bránice (diaphragma)

Bránice, primární respirační sval, je považována za druhý nejdůležitější sval v těle po srdečním svalu. Patří mezi příčně pruhované ploché svaly (2-4 mm) a je hlavním

pohonem proudění vzduchu v dechových cestách. Její pohyb je důležitý pro mikci, defekaci i průběh porodu, ovlivňuje tepovou frekvenci i krevní tlak, pomocí nitrohruďního tlaku, který se přenáší na tenkostěnné orgány mediastina. (Kolář, 2009)

Z anatomického hlediska bránice pouze odděluje hrudní a břišní dutinu. Nicméně, z hlediska funkčního sahá tento sval od trigeminálního systému až k pánevnímu dnu a má dalších mnoho spojení po celém těle. Bránice je důležitou křižovatkou informací, zahrnující celý lidský organismus. Dráha frenického nervu, který inervuje bránici (z kořenů C3-C5), zahrnuje celý brachiální a cervikální plexus. Podél své dráhy anastomozuje s n. vagus, který je spojený s podélným mediálním fascikulem a přes aferentní spojení je v kontaktu se spinálním trigeminálním jádrem. Dále je n. vagus pevně spojen s n. hypoglossus, který je úzce spjat s trigeminálním systémem a přijímá množství presynaptických impulzů z frenického nervu. Vzhledem k neurologickým souvislostem, dysfunkce bránice může způsobit příznaky pozorované v oblasti krční báze a očí, stejně jako na ústní spodině (špatné polykání, spánková apnoe). (Kocjan, 2017)

Aktivace bránice také ovlivňuje postavení laryngu a aktivitu jeho svalů. Při snížení kupol bránice dochází ke kaudálnímu posunu trachey, čímž je vyvíjen tracheální tah na cartilago cricoidea, který umožňuje otvírání glottis. Tato abdukční síla, vyvolaná tracheálním tahem při nízké pozici bránice (vysoký objem plic), i při koaktivaci bránice při fonaci, zpěvu, je kompenzována zvýšenou addukční aktivitou vnitřních svalů hrtanu, resp. m. cricothyroideus, aby mohla být udržena stálá intenzita a výška fonace. Svaly hrtanu jsou nadto inervovány z n. vagus, který má spojky s n. phrenicus, inervující bránici. (Sundberg, 1989)

Funkční propojení bránice kaudálním směrem, resp. s pánevním dnem, je méně komplikované. Týká se procesu dýchání, které musí být podepřeno svaly pánevního dna, aby bylo možné správně kontrolovat nitrobřišní tlak. (Kocjan, 2017)

2.3.1.1 Respiračně-posturální funkce bránice

Spolu s břišními svaly, pánevním dnem a interkostálními svaly je aktivita bránice koordinována ve funkci respirační a posturální. (Hodges, 1997a) (Hodges, 2000b) (Kolar, 2010)

Na posturálně-respirační funkci bránice poukazuje např. Hodges et al. (1997c) ve své studii, která zkoumala odpověď bránice na posturální výchylku ve stoji, kterou byl rychlý pohyb paže do flexe na vizuální podnět. Kostální a krurální část bránice se aktivovala 20 ms před začátkem pohybu paže, nezávisle na fázi dechu. Současně se s anticipační kontrakcí bránice pro zajištění stabilizace trupu/ páteře aktivoval i m. transversus abdominis. Autoři dále zjistili, že při daném pohybu paže dochází ke zvýšení gastrického a transdiaphragmatického tlaku. Nejprve se aktivovala bránice, následovalo zvýšení tlaků v břišní dutině a až poté byl odstartován pohyb paže. Zvýšení transdiaphragmatického tlaku bylo spojeno s významným prodloužením bránice. Při pohybu horní končetiny tak bránice čelila posturální výzvě při udržení stability trupu zvýšením tlaku v břišní dutině, zároveň byla její aktivita modulována tak, aby udržela funkci respirační. (Hodges, 1997b)

Kontrakce bránice spojená s pohybem končetin tak nemůže být zprostředkována spinální nebo supraspinální reflexní reakcí na pohyb paže, protože tomuto pohybu předchází a je příliš brzká na to, aby byla reakcí na kontrakci jiných posturálně aktivovaných svalů, jako jsou např. svaly nohy. Odezva bránice musí být naprogramována CNS a může být iniciována jako součást motorických příkazů pro pohyb. Motoneurony n. phrenicus, inervující bránici, mohou být ovlivněny kortikospinálními cestami, které nezahrnují pontomedulární respirační centra. Výsledky studie tak poskytují důkazy o aktivaci bránice prostřednictvím neurálních cest, které jsou zahrnuty do řízení posturální aktivity spojené s pohybem končetin, i přesto, že se nezabývá jejich zkoumáním. (Hodges, 1997b)

Další studie Hodgese (2000a) zkoumá reakci bránice na rychlý repetitivní pohyb horní končetiny. Odpovědí bránice na tuto posturální situaci může být buď udržení IAP na zvýšené úrovni skrze tonickou kontrakci nebo fázická modulace své aktivity ve spojení s reakčními silami pramenícími z každého pohybu paže. Pokud má však být udržováno dýchání, musí být aktivita bránice modulována při frekvenci dýchání, nebo být inspirace zajištěna jinými svaly. Data ze studie naznačují, že se bránice aktivuje všemi třemi způsoby: vykazuje zvýšenou tonickou aktivitu, fázickou modulaci s respirací a fázickou modulaci s pohybem. Repetitivní pohyb končetiny představuje takovou výzvu pro stabilizaci trupu, kdy dochází k tonické aktivaci bránice, jež je

zároveň modulována frekvencí fázického pohybu končetiny a respirací. (Hodges, 2000b)

Neurální mechanismy, které jsou základem koordinace duální funkce bránice i m. TA, jsou komplexní a nejsou ještě zcela objasněny. Jak uvádí Hodges (2000b), existovat by však měly alespoň dvě řídicí cesty pro motoneurony bránice při repetitivním pohybu končetin, kdy jedna souvisí s řízením pohybu končetiny a druhá s dýcháním.

Podle Monteau (1991) existují pro frenické motoneurony alespoň čtyři relevantní modulační vstupy: sestupné dráhy z pontomedulárních respiračních center, dráhy z nerespiračních supraspinálních struktur včetně motorického kortexu, spinální interneuronální sítě a vstupy z periferních receptorů. Respirační složka brániční aktivity je odvozena převážně z respiračních center. Co se týká posturálních vstupů, je výchylka trupu, způsobena jednoduchým nerepetitivním volným pohybem končetiny, předpovídaná a kontrolovaná pomocí feedforward mechanismu. Feedforward odezva aktivuje bránici a je generována supraspinálními strukturami (kortex, bazální ganglia, cerebellum), paralelně s příkazy pro pohyb končetiny. (Monteau, 1991) Stejně tak jdou kortikospinální projekce k bránici a kortikální projekce k medulárním respiračním centrům. (Hodges, 2000b) Organizace posturální reakce spojené s opakovaným pohybem se dle Zedka (1997) spoléhá na míšní reflexy, přinejmenším pro extenční svaly trupu.

K integraci posturálních a respiračních vstupů při přirozené respiraci dochází jak u bránice (Hodges, 2000a), tak u mezižeberních svalů (Rimmer, 1995) a m. transversus abdominis (TrA), ne však u m. erector spinae (ES) a povrchových břišních dýchacích svalů (Hodges, 2000b).

Jak je tomu za změněných respiračních podmínek? Pro udržení homeostázy v organismu musí CNS upřednostňovat zajištění respirace před jinými funkcemi dýchacích svalů, jako je posturální kontrola. Samostatné požadavky na bránici pro regulaci tlaků v hrudníku (pro dýchání) či břišní dutině (pro stabilizaci bederní páteře) mohou být kombinovány, ale v případě, že dojde k zvýšené chemické regulaci dýchání, aktivita bránice v posturální funkci klesá na úkor zajištění respirace. Výsledky studie Hodgese (2001b) tento mechanismus naznačují. Zvýšení centrálních respiračních signálů (při hyperkapnii) zeslabovalo posturální příkazy pro motoneurony nejen

bránice, ale také m. TA. Tonická aktivita bránice při výdechu se při zvýšené ventilaci snížila, stejně tak aktivita m. TA. Na aktivaci m. ES neměla hyperkapnie vliv. (Hodges, 2001b)

2.3.2 Respiračně-posturální funkce břišních svalů a pánevního dna

Hodges et al. (1997c) prokázali aktivaci břišních svalů (m. TA, mm. multifidi Lp, m. OI a m. OE abdominis, m. RA) před i během pohybů dolních končetin. Centrální nervový systém očekává vznik reaktivních sil pohybem končetiny a řeší stabilizaci páteře kontrakcí abdominálního svalstva a mm. multifidi ještě před započítím pohybu a následně i během něj. (Hodges, 1997c)

Z břišních svalů je nejvýrazněji a nejdříve aktivní m. TA, který je schopen feedforward aktivace a zároveň během dechového cyklu reagovat jak na respirační modulaci, tak na modulaci posturální. (De Troyer, 1990) (Hodges, 1997a) (Hodges, 2000a) (Mesquita Montes, 2016) Pouze při klidovém dýchání nevykazuje aktivita m. TA změny ve své aktivitě. (De Troyer, 1990)

Vlivem respirace na aktivitu břišní stěny při posturálním úkolu se zabýval Hodges (1997a). Zvýšením respirační aktivity břišních svalů (manévry ztěžující nádech – nádech skrz úzkou trubičku, výdech – usilovný výdech pod FRC, statický manévr – usilovný submaximální výdech přes zavřenou glottis), ovlivníme jejich aktivitu v posturální funkci při posturálním úkolu (pohyb paže). Výsledky ukazují, že feedforward aktivace m. TA a m. IO nastává dříve, když je zmíněným svalům přidán dynamický respirační úkol, tj. ztížený nádech a výdech, přičemž nejrychlejší aktivace nadcházela při výdechu. Svoji aktivitu zvýšily všechny svaly břišní stěny (m. TA, m. OI, m. OE, m. RA) při statickém výdechovém manévru, jejich čas náboru však nebyl shodný. (Hodges, 1997a)

Svaly pánevního dna jsou oporou pro orgány břišní dutiny a pánve. Při stání a sezení jsou tonicky aktivní a svojí kontrakcí přispívají ke zpevnění SI kloubu. Pánevní dno, tvořící spodinu břišní dutiny, je vystaveno změnám IAP, který je v dutině distribuován do všech směrů a přispívá tedy k řízení tohoto tlaku. Jestliže pánevní dno pomáhá modulovat intraabdominální tlak, měla by jeho aktivita pomáhat také stabilizaci páteře a pánve. Při zkoumaném repetitivním pohybu paže během dýchání Hodges (2007) zjistil, že svaly PD se účastní anticipační posturální aktivity a zároveň i respirace.

K zapojení pánevního dna docházelo primárně ve výdechu. (Hodges, 2007) (Bordoni, 2013) dodává, že elektrická aktivita svalů PD je znatelná i před nádechem.

Na výše zmíněných studiích a jejich výsledcích vidíme, že je dýchání neoddelitelnou součástí posturální kontroly.

2.4 Řízení dýchání

Respirace je regulována na dvou úrovních, které zahrnují nervové a chemické řízení.

2.4.1 Chemická regulace

Chemická regulace dýchání probíhá na základě změn $p\text{CO}_2$, $p\text{O}_2$ a pH v organismu. Monitoring se uskutečňuje prostřednictvím centrálních a periferních chemoreceptorů. Centrální chemoreceptory na povrchu prodloužené míchy citlivě reagují na snížení pH mozkomíšního moku (MM). To je způsobeno nadměrnou koncentrací CO_2 v těle, přičemž CO_2 přechází hematoencefalickou bariérou do MM, v něm následně dochází ke zvýšení koncentrace H^+ iontů, které dráždí dechová centra. Zvýší se tak alveolární ventilace a nastává intenzivní vylučování CO_2 a obnova rovnováhy pH. Periferní chemoreceptory jsou umístěny v karotických tělískách a monitorují parciální tlak rozpuštěného kyslíku v krvi. Jsou citlivé zejména na jeho snížení, přičemž dojde k aktivaci dechových center a zvýšení ventilace. Tyto receptory kontrolují také koncentraci H^+ iontů v krvi. (Rokyta, 2016)

2.4.2 Centrální regulace

Centrální (nervová) regulace dýchání obsahuje jak řízení dechovými centry v prodloužené míše a Varolově mostu, tak modulaci autonomním nervovým systémem, termoregulačními mechanismy i emocemi. Dechová centra medullární i pontinní obsahují dva druhy neuronů, inspirační (I neurony) a expirační (E neurony). Tyto neurony tvoří různě uspořádané skupiny. Jedněmi z nich jsou párová centra v prodloužené míše (medulla oblongata) a Varolově mostu (pons Varoli), jejichž axony vedou přímo k motoneuronům krční a hrudní oblasti a jsou částí kortikospinální dráhy. Inspirační dráhy vedou k míšním segmentům C3-C5, jež inervují bránici (n. phrenicus) a k hrudním motoneuronům, inervujícím mm. intercostales externi. Expirační dráhy vedou k motoneuronům hrudních segmentů pro mm. intercostales interni. (Rokyta, 2016)

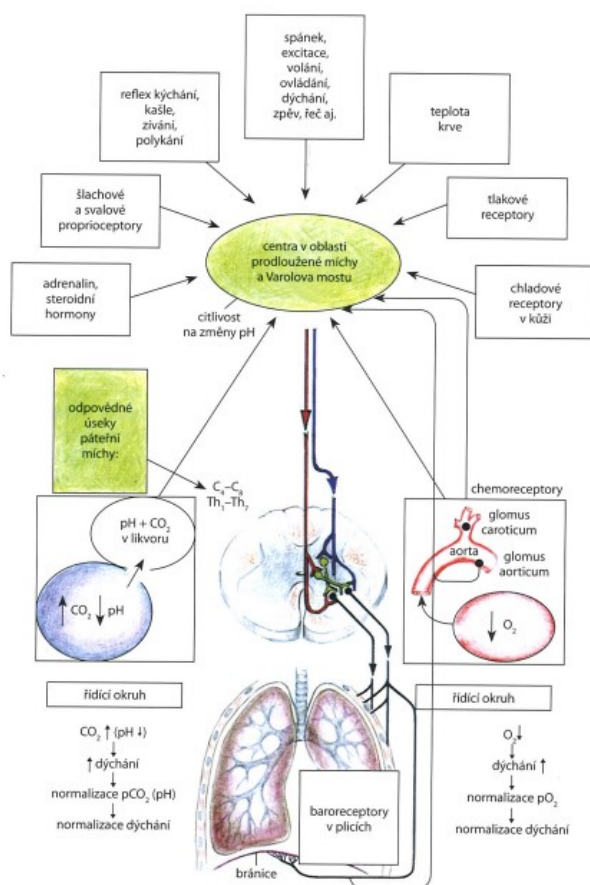
V medullárních centrech se dle předpokladů nachází generátor automatického dýchání. Řídící centrum, které přepíná mezi inspirem a expirem a koordinuje další vlivy volní i mimovolní, v souhře s ostatními orgánovými soustavami těla, se vyskytuje v oblasti Varolova mostu.

Výše zmíněné centrální řídicí struktury získávají informace z receptorů n. vagus v plicích, proprioceptorů respiračního a muskulo-skeletálního systému, baroreceptorů oběhového systému a informace ze změn v systému hormonálním. Vzniká zpětnovazebný systém, zajišťující neefektivnější respiraci. (Rokyta, 2016)

Dýchání tedy probíhá po většinu času mimovolně, bez nutnosti kontroly naším vědomím. Při řeči, zpěvu, hře na hudební nástroj nebo např. zádrži dechu přizpůsobujeme však dech vědomě danému úkolu. Volní i mimovolní dýchání využívá

stejně respirační svaly, proměnné umíme přesně sladit (objem, průtok vzduchu, odpor dýchacích cest), není ale přesně jasné, co se děje s mimovolními signály neurální kontroly při volní respiraci. (Rokyta, 2016)

Billy L. Luu et. al. (2015) zjistili, že mimovolní signály neurální (centrální) kontroly dýchání, viz výše, řídicí dechové svalstvo, jsou při volním dýchání potlačovány a nahrazovány signály volní kontroly z kortexu. Nepochází tedy ke sjednocování signálů obou systémů na míšní úrovni, ale potlačení mimovolních signálů signály volními. (Luu, 2015)



Obr. č. 4 Reglace dýchání (Rokyta, 2016)

3 HLAS A JEHO TVORBA

Dýchací systém je tradičně považován za základnu pro tvoření hlasu. Existuje několik důležitých složek dýchacího systému, které jsou nezbytné pro přípravnou inspiraci před hlasovou produkcí. Před samotnou vokalizací vytváříme v plicích záporný tlak (prostřednictvím kontrakce bránice, expanze hrudního koše) a vzduch se dostává ústy, resp. nosem přes nosní, ústní a hltanové dutiny, skrz otevřené hlasivky (glottis), průdušnici, průdušky až do plic. Inspirace zahrnuje vždy aktivní činnost svalů. Čím více se nadechneme, tím větší tlak vytvoříme jak v plicích, tak v mezižeberních a břišních svalech. Expirace je děj pasivní, ale během zpěvu, i tvorby řeči, však musí být expirace často kontrolována respiračními svaly, tj. mm. intercostales, m. rectus abdominus, mm. externus a internus abdominis a m. transversus abdominis. Tyto svaly pomáhají řídit vydechovaný proud vzduchu. Koordinace průtoku vzduchu při výdechu je základem tzv. breath support neboli dechové opory. (LeBorgne, 2014)

3.1 Larynx

Larynx, hrtan, je vysoce univerzální orgán mnoha funkcí. Jako prostředek hlasového projevu nám dává jeden z výjimečných znaků, kterým se lišíme od živých zvířat. Jeho primární funkce však není komunikační, ale ochranná; chrání dechové cesty. Součástí hrtanu je hlasivkový aparát, jež má dvě základní funkce. Za prvé funguje jako ochranný ventil, který zabraňuje vniknutí nežádoucích předmětů, potravin, resp. tekutin do dýchacích cest, za druhé působí jako funkční ventil, umožňující nahromadění tlaku vzduchu pod uzavřenými hlasivkami, aby bylo možné vykašlat vdechnutý předmět. Jejich funkčnost se také ukazuje při Valsavově manévru, který pomáhá při zvedání těžkých břemen, dále při defekaci nebo například porodu. Hrtan je však schopen i dalších funkcí, vysoce specifických, jako je tvorba lidské komunikace či zpěvu. Tyto funkce jsou však až sekundární a nejsou nedílnou součástí dýchání a ochrany dýchacích cest. (LeBorgne, 2014)

Z anatomického hlediska je hrtan plovoucí struktura, jejíž vnější rámec tvoří chrupavka štítné žlázy, cricoidální chrupavka a hyoidní kost. Upevnění hrtanu v dýchacích cestách (zhora k jazyku, zdola k průdušnici) umožňuje jeho několika centimetrový vertikální posun, jež je důležitý pro včasnou reakci během ochranných hrtanových reflexů. (LeBorgne, 2014)

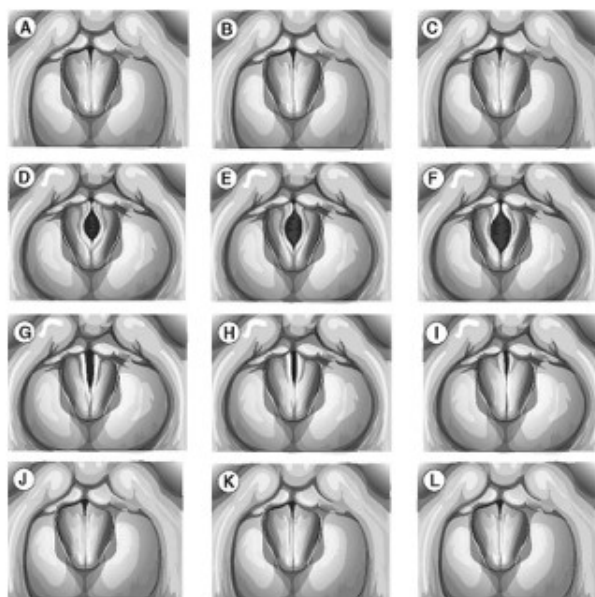
3.1.1 Svaly laryngu

Svaly v hrtanu rozdělujeme z hlediska jejich vztahu a spojení s laryngeálním rámcem na svaly vnitřní a vnější. Vnější svaly obklopují zevní část chrupavčité kostry hrtanu a upínají se na jazyk, čelist, klíční kost, hrudní kost nebo kost hyoidní. Tyto svaly slouží ke stabilizaci hrtanu a zároveň umožňují nastavení jeho vertikální polohy. Rozlišujeme svaly suprahyoidní, zvedající hyoidní kost anteriorně a posteriorně a svaly infrahyoidní, snižující hyoidní kost a hrtanovou chrupavku a přibližující tyto dvě struktury k sobě. Inervovány jsou prostřednictvím n. trigeminus, n. facialis a nervových vláken C1-C2, cestou n. hypoglossus. (Čihák, 2011-2016) (LeBorgne, 2014)

Vnitřní svaly se rozprostírají mezi chrupavkami hrtanu, resp. cricoaldní a thyroaldní chrupavkou. Jejich hlavní funkcí je abdukce hlasivek (otevření pro dýchání), addukce (zavření pro ochranu dýchacích cest a fonaci), napínání (pro zvětšení délky) a relaxace (pro zkrácení délky). Mezi adduktory patří m. thyroarytenoideus (m. Ta), m. cricoarytenoideus lateralis, m. interarytenoideus. Pouze jediný sval abdukuje hlasivky, a tím je m. cricoarytenoideus posterior. M. cricothyroideus napíná hlasivky, m. thyroarytenoideus má funkci trojí – addukuje, napíná i relaxuje hlasivky dle aktuální potřeby. Kromě m. cricothyroideus (m. CT) jsou všechny vnitřní svaly inervovány n. vagus, resp. jeho větví n. laryngeus recurrens. M. cricothyroideus inervuje druhá větev n. vagus, tj. n. laryngeus superior. Oddělená inervace m. Ta a m. CT umožňuje nezávislou motorickou kontrolu těchto svalů. Senzoricky je hrtan také zásoben prostřednictvím n. vagus. (LeBorgne, 2014)

3.2 Produkce hlasu

Existuje několik teorií, jak vzniká hlas. Nejvíce akceptovaná je Myoelastická aerodynamická teorie německého anatoma Johannese Mullera, kterou dále rozpracoval Van den Berg v roce 1958. Experimentálně prokázal, že v pozici přiblížení hlasivek ke středové linii docházelo za přítomnosti průchodu proudu vzduchu zdola (subglotický tlak) k vibraci hlasivek. Dále zjistil, že čím větší je napětí hlasivek, tím rychleji vibrují. K porozumění těchto zjištění je třeba popsat princip Bernoulliho efektu; výskyt poklesu tlaku, který vzniká, když se zvýší rychlost kapaliny nebo plynu při průchodu zúženou oblastí. (LeBorgne, 2014)



Obr. č. 5 Schéma vibračního pohybu hlasivek – pohled shora (LeBorgne, 2014)

Vibraci hlasivek umožňuje několik složek, které jsou v názvu výše uvedené teorie tvorby hlasu. Aerodynamická složka se vztahuje k Bernoulliho efektu, který pomáhá při tažení slizničního povrchu hlasivek k sobě, neboli udržuje jejich vibraci, myoelastickou složkou je míněna kontrakce svalů laryngu, umožňující addukci hlasivek a elastické vlastnosti vrstev hlasivkových vazů,

umožňujících jak posunutí, tak jejich zpětný pohyb během vibrace.

K posunu dochází prostřednictvím

působení vnějších sil, včetně aerodynamických sil i sil svalových.

Návrat do neutrálního stavu nastává, jakmile tyto síly odezní. Vibrace vokálního aparátu je tedy závislá na neuromuskulární kontrole, biomechanických vlastnostech posunu a zpětného rázu a hnací síle tlaku vzduchu. (LeBorgne, 2014)

Jeden vibrační cyklus tedy vypadá následovně: nejprve jsou hlasivky taženy k sobě kontrakcí m. thyroarytenoideus, m. cricoarytenoideus lateralis a m. interarytenoideus, poté hnací síla tlaku vzduchu z plic narazí na odpor addukovaných hlasivek, těsně pod hlasivkami se zvyšuje subglotický tlak, až dosáhne jisté míry, kdy elastické složky hlasivek se poddají tomuto tlaku, dojde k postupnému posunu nesvalové vrstvy hlasivek laterálně, tj. k otevření. Jakmile jsou oba okraje (superior, inferior) otevřeny, proud vzduchu prochází skrz hlasivky a nastává na hlasivkách pokles tlaku. Následuje opět postupné uzavírání hlasivek a obnovení tlaku. Nad hlasivkami dochází ke zpomalení vzduchu a jeho excitované molekuly putují vzhůru hlasovým traktem, kde jsou výsledně tvarovány a dochází tak k vytvoření zvuku. Ve fázi průtoku vzduchu skrz otevřené hlasivky se objevuje další komponenta hlasivkové vibrace, tzv. vlastní (self-sustained) vibrace, způsobená tvarováním vokálního traktu, resp. jeho zužováním na jakémkoli místě nad glottis (např. rty). Takto vzniklý tlak umožňuje lehkou abdukci hlasivek během fonace a tím zlepšuje hlasovou ekonomiku. (LeBorgne, 2014)

4 CÍLE, ÚKOLY PRÁCE, VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

V této kapitole objasňujeme cíle diplomové práce, vymezujeme její úkoly a stanovujeme vědecké otázky a hypotézy pro její experimentální část.

4.1 Objasnění práce a její cíle

Hlasivkové struktury modulují proud vzduchu při respiraci a fonaci, účastní se tak změn tlaků v dutinách trupu, resp. přímo ovlivňují tlak nitrohruční. Primární determinantou nitrohručního tlaku je právě řízení průtoku vzduchu pomocí hlasivek. Tento fakt doposud není příliš zkoumán ve spojitosti s možným vlivem na posturální stabilitu lidského organismu. Oproti častému zkoumání vlivu nitrobřišního tlaku na stabilizační funkci trupu a roli bránice v posturální stabilizaci, je vliv funkce hlasivek, resp. kontroly dechu ve výzkumu posturální stability opomíjena. Objevují se studie, kde je jejich vliv zkoumán při vysokých posturálních nárocích, jako je vzpěračství, při využití Valsavova manévru, chybí však data pro objasnění vlivu zapojení hlasivek při stabilizaci těla při nízkých požadavcích na vyrovnání posturálních výchylek. Ve své studii z roku 2013, M. Massery et al. na tento fakt upozorňují a zkoumají vliv modulace hlasivek na posturální stabilitu vzpřímeného stoje. Výsledky ukazují vliv této modulace na dynamickou stabilitu trupu, resp. vzpřímeného stoje během posturálních výchylek (antero – posteriorní destabilizační impulz vyvíjený na hrudník). V mé práci bych ráda na tento výzkum navázala a pokusila se o modifikovanou reprodukci měření M. Massery et al. (2013), se změnou destabilizačního impulzu (antero – posteriorní translační pohyb podložky - silové desky), rozšíření výzkumu přidáním tří intenzit impulzů (podprahový, nadprahový, saturační, počítaný pro každého probanda k jeho výšce a váze) a hodnocení stabilizačních schopností organismu za výše zmíněných podmínek pomocí parametru latence, který je schopen ozřejmit balanční odpověď organismu z pohledu neurofyziologie.

Hlavním cílem práce je navázat na poznatky Massery et al. (2013) a zjistit, jak se vliv modulace hlasivek projeví na stabilizaci těla ve stoji při translačních destabilizujících impulzech různých intenzit.

4.2 Úkoly práce

1. Vymezení teoretických východisek
2. Rešeršní zpracování dostupné literatury k danému tématu
3. Navržení metodiky práce (výběr vhodných probandů dle stanovených kritérií, výběr měřicích přístrojů, zvolení vhodných testů a testovaných parametrů)
4. Sběr dat
5. Analýza naměřených dat
6. Vyhodnocení výsledků, závěr, diskuze a přínos práce

4.3 Vědecké otázky a hypotézy

1. Jaký vliv má směr posturální výchylky (translační posun silové desky v A-P směru) na hodnotu latence? (zanedbáváme intenzitu výchylky, dechové varianty)

H1: Předpokládáme, že rychlejší odezva organismu nastane při posteriorní translaci silové desky (nižší hodnoty latence).

2. Jaký vliv má intenzita posturální výchylky (translační posun silové desky v A-P směru) na hodnotu latence? (zanedbáváme směr výchylek, dechové varianty)

H2: Předpokládáme, že větší intenzita posturální výchylky vyvolá rychlejší odpověď organismu na dané vychýlení (nižší hodnota latence).

3. Jaký vliv mají dechové varianty, resp. modulace hlasivek, na hodnotu latence při translačním posunu silové desky v A-P směru? (zanedbáváme vliv směru, intenzity translací) (Volba dechových manévřů vychází ze zjištění Massery et al. (2013))

H3: Předpokládáme, že nejnižší latence vyvolají dechové varianty s částečnou modulací hlasivek, neboli varianty „Ah“ a „počítání“ (částečně otevřená glottis).

4. Při jaké velikosti a směru impulzu (výchylky) a jakém nastavení hlasivek nastane největší efektivita dynamické posturální stabilizace (nejkratší hodnota latence) při translačním posunu silové desky v A-P směru?

H4: Předpokládám, že nejefektivnější dynamická stabilizace stoje nastane při výchylce dozadu (L impulz) s částečně otevřenými hlasivkami („Ah“, „počítání“)

5 METODOLOGIE

V této kapitole se podrobně zabýváme popisem našeho výzkumu, použitými experimentálními metodami, průběhem měření a analýzou naměřených dat.

5.1 Charakter práce

Diplomová práce má charakter kvalitativního výzkumu. Použitými experimentálními metodami jsme zkoumali vliv postavení hlasivek při definovaných dechových/ fonačních variacích na dynamickou posturální stabilitu stoje během třech posturálních výchylek odlišné intenzity.

Při experimentu byla použita metoda spirometrie pro objektivizaci průtoku vzduchu dechovými cestami během dechových/ fonačních manévrů a metoda dynamické počítačové posturografie pomocí přístroje Neurocom Smart Equi Test System, hodnotící úroveň dynamické posturální stabilizace. Při použitém testovacím protokolu MCT (Motor Control Test) přístroj generuje destabilizující impulzy normované podle výšky a váhy vyšetřovaného probanda (translační posun silové desky vpřed/ vzad). Průběh experimentu byl současně snímán kamerou.

5.2 Popis výzkumného souboru

Měření probíhalo v rámci jedné výzkumné skupiny ($n = 23$). Experimentu se zúčastnilo 7 mužů a 16 žen mezi 20- 40 lety z běžné populace. Průměrný věk testované skupiny byl 29 let, průměrná výška 173 cm. Výběr vhodných kandidátů probíhal na základě věku a zdravotní způsobilosti, kterou jsem zhodnotila pomocí anamnestických údajů. Z experimentu byli vyloučeny osoby s nemocemi kardiovaskulárního a respiračního systému, poruchami stability, s akutními i chronickými problémy pohybového aparátu, úrazy a operacemi dolních končetin a páteře, kuřáci a těhotné ženy. Dále byly z testování vyřazeny osoby, jejichž profesní zaměření zahrnovalo pěvecké a řečnické dovednosti, hru na dechové nástroje a vrcholový sport.

V den testování byl každý jedinec tázán na únavu, pocity dyskomfortu jak psychického, tak fyzického rázu. Žádný z probandů nebyl na základě zodpovězených dotazů z experimentu vyloučen.

5.3 Použité metody

Pro náš výzkum byly vybrány dvě experimentální metody, jejichž charakteristiky jsou popsány v následujícím textu.

5.3.1 Spirometrie

Pro zkoumání plicní ventilace se nejčastěji používá metoda spirometrie, pomocí níž měříme objemy vdechovaného a vydechovaného vzduchu. Spirometrie rozlišuje čtyři základní plicní objemy a čtyři plicní kapacity. Mezi plicní objemy patří dechový objem (VT), inspirační rezervní objem (IRV), expirační rezervní objem (ERV) a reziduální objem (RV), mezi plicní kapacity kapacita inspirační (IC), funkční reziduální kapacita (FRC), vitální kapacita (VC) a celková plicní kapacita (RLC). Kapacity tvoří dva a více objemů. Jednotlivé parametry popisuje následující tabulka. (Slavíková, 1997)

Tabulka č. 1 Plicní objemy a kapacity (Slavíková, 1997)

Plicní objem	Popis	Objem (l)
Dechový objem (Tidal volume, VT)	Objem vdechnutého nebo vydechnutého vzduchu jedním dechem.	0,5
Inspirační rezervní objem (IRV)	Objem vzduchu, který lze vdechnout maximálním volným inspiračním úsilím nad hodnotu klidného vdechu.	3 - 3,3
Expirační rezervní objem (ERV)	Objem vzduchu, který lze vydechnout maximálním volným expiračním úsilím nad hodnotu klidného výdechu.	1
Reziduální objem (RV)	Objem vzduchu, který zůstává v plicích po maximálním výdechu.	1,2
Plicní kapacita	Popis	Objem (l)
Inspirační kapacita (IC)	dechový objem + inspirační rezervní objem (objem vzduchu vdechnutý maximálním vdechem)	3,5-3,8
Funkční reziduální kapacita (FRC)	expirační rezervní objem + reziduální objem (objem vzduchu, který zůstává v plicích po klidném výdechu)	2,2
Vitální kapacita (VC)	dechový objem + inspirační rezervní objem + expirační rezervní objem (vzduch, který lze vydechnout po maximálním vdechu)	4,5 - 4,8
Celková plicní kapacita (TLC)	vitální kapacita + reziduální objem (objem vzduchu v plicích na vrcholu max. vdechu)	6



a)

b)

Obr. č. 6 Spirometr s obličejovou maskou; a) pohled ze strany; b) pohled zepředu

Hodnoty objemů, resp. kapacit, jsou v tabulce uvedeny pro muže. Ženy mají hodnoty o 20-25% nižší. Zároveň však mohou být hodnoty objemů ovlivněné věkem, tělesnou aktivitou, zaměstnáním či případnou nemocí. (Slavíková, 1997) Pro náš experiment jsme použili spirometr, který měří průběh nádechu a výdechu v čase. Spirometr s obličejovou maskou byl sestaven Ing. Kubovým v laboratoři Biomechaniky extrémních zátěží FTVS UK. Rychlost otáčení lopatek spirometru je odpočítávána pomocí inkrementačních čidel. Hodnoty těchto rychlostí jsou následně použity k dopočtení hodnot průtoku vzduchu. Spirometr byl kalibrován 3 - litrovým kalibrátorem pro různé rychlosti a zároveň zvlášť pro nádech a výdech. Přesnost měření je 1 %. V našem experimentu jsme spirometr využili pro ozřejmění testovaných respiračních/ fonačních manévrů.

5.3.2 Dynamická počítačová posturografie

Pro hodnocení dynamické posturální stability byla vybrána metoda dynamické počítačové posturografie. Měření proběhlo na přístroji Smart EquiTest společnosti Neurocom. Z nabízených testovacích protokolů byl vybrán Motor Control Test, hodnotící schopnost koordinace automatických pohybových odpovědí testovaného jedince pro udržení vzpřímeného držení těla. Test obsahuje 6 měření po 20 s. Nejprve

probíhají 3 série měření s malými, středními a velkými translačními posuny silové desky směrem vzad, následují další 3 série se stejně velkými posuny, ale směrem vpřed. V tabulkách níže jsou popsány bližší specifikace MCT protokolu. (Balance Manager® Systems, 2013)

Tabulka č. 2 Posuny silové desky

Velikost	Typ	Počet	Velikost	Typ	Počet
Malý	Posun dozadu	3	Malý	Posun dopředu	3
Střední	Posun dozadu	3	Střední	Posun dopředu	3
Velký	Posun dozadu	3	Velký	Posun dopředu	3

Tabulka č. 3 Parametry posunů

Velikost posunu	Trvání posunu (ms) konstanta	Amplituda (rozkmit desky) (cm)	Odpovídající výkyv (úhel) (equivalent sway) (degree) konstanta
Malý posun	250	0,5* (výška/ 72)	0,7
Střední posun	300	1,25* (výška/ 72)	1,8
Velký posun	400	2,25* (výška/ 72)	3,2

Výkyv (sway) jedince, produkovaný pohybem silové desky (perturbation) má konstantní velikost úhlové rychlosti. Na tento výkyv reaguje daný jedinec protivýkyvem. (Balance Manager® Systems, 2013)

Tabulka č. 4 Úhlová rychlost posunů

Úhlová rychlost MCT - konstanta		
Malý posun	2,8 stupeň/s (stupeň/s)	Podprahový vjem
Střední posun	6,0 stupeň/s (stupeň/s)	Nadprahový vjem
Velký posun	8,0 stupeň/s (stupeň/s)	Saturační vjem

Každá sada translací (velikost S, M, L; anteriorní nebo posteriorní směr) je série tří výchylek, mezi nimiž je interval, který se mění náhodně v rozmezí 1,5 až 2,5 s, aby se zmírnilo centrální předprogramování odpovědi testovaného jedince. Dané silové odezvy (odpovědi na výchylky v setu), které jsou generované levou a pravou nohou, jsou průměrovány. (Balance Manager® Systems, 2013)

5.3.2.1 Měřené parametry MCT protokolu

- Latency - efektivita reakce na posun silové desky – čas (ms) mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí vyšetřovaného
- Weight symmetry - distribuce celkové tělesné hmotnosti nad každou nohou vyšetřovaného během testování
- Amplitude scalling (Response Strength) - velikost úhlové rychlosti (stupeň/s), vyvolané aktivní silovou odezvou vyšetřované osoby na posun silové desky (cca dvojnásobek, v protisměru výkyvu indukovaného posunem silové desky). Neboli Response Strength (síla odezvy) odráží schopnost jedince produkovat adekvátní množství síly na dané translační výchylky indukované silovou deskou. (Balance Manager® Systems, 2013)

Hlavním zkoumaným parametrem byla latence, neboli čas (ms) mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí vyšetřovaného. Latence zde hodnotí efektivitu balanční reakce organismu na posun silové desky, resp. jeho automatických posturálních reakcí. Motor Control Test vyvolává takové impulzy pro organismus, které odpovídají latencím pro automatické posturální reakce a imitují destabilizační impulz pro organismus, jako je náhlé uklouznutí či zakopnutí. (Balance Manager® Systems, 2013) (Neurocom® Balance Manager®, 2014) (Bizovská, 2017)

Automatické posturální reakce jsou primárním zdrojem odpovědi na korekci rovnováhy po neočekávaném vychýlení nebo změně povrchu, jsou to nejčasnější reakce, které pomáhají při opětovném navrácení těžiště těla nad opornou plochu. Tyto koordinované reakce napříč klouby jsou nezávislé na vědomé kontrole a jsou spouštěny externím stimulem. Vyskytují se během prvních 90 - 100 ms dle Balance Manager Systems (2013), dle Bizovské (2017) od 70-180 ms, v koordinovaných vzorcích a jsou vysoce přizpůsobivé změnám povrchů a podmínek. (Balance Manager® Systems, 2013) (Neurocom® Balance Manager®, 2014) (Bizovská, 2017)

5.3.2.2 Technické příslušenství pro Neurocom Smart Equi Test System

- sada NeuroCom Balance Manager Software
- dynamická duální silová deska (parametry pro translační posuny desky: citlivost výstupu 0,635 cm/volt; rozsah 6,35 cm; max. rychlost 15,24 cm/s; čas dosažení max. rychlosti 50ms)

- pohyblivé visuální okolí s LCD displejem a osvětlením
- podpěrná lišta na sadu jisticích popruhů závěsného systému
- vesta pro zajištění vyšetřovaného, vel. S, M, L
- počítač s operačním systémem Windows a LCD displejem
- pojízdný vozík na PC
- barevná tiskárna
- bezdrátová myš
- karta Dual Port Ethernet PCI

(Neurocom® Balance Manager®, 2014)

5.3.2.3 Další vybavení potřebné pro realizaci výzkum

- kamera GoPro Hero 7
- propojení spirometru a přístroje Smart EquiTest pomocí akcelerometru Kistler (typ 8766A100BB)
- stopky
- čisticí prostředek – desinfekce na obličejovou masku a silovou desku



Obr. č. 7 Akcelerometr Kistler (typ 8766A100BB)

5.4 Organizace výzkumu

Měření se uskutečnilo ve výzkumné laboratoři katedry fyzioterapie FTVS UK během února a března roku 2019. Na měření každého testovaného jedince byla vyhrazena 1 h času. Evidence probandů probíhala na základě vyplnění potřebných dat do testovacího softwaru přístroje Smart EquiTest. Jednalo se o jméno a příjmení, datum narození, výšku a váhu jedince. Na základě vyjmenovaných údajů a výběru měřicího protokolu

(MCT) byl vytvořen soubor pro každého jednotlivého probanda se záznamem naměřených dat.

Experiment byl schválen Etickou komisí FTVS UK pod evidenčním číslem 017/2019 dne 6. 2. 2019. Originál dokumentu je k nalezení v přílohách pod č. 1. Před vlastním měřením byl každý testovaný jedinec seznámen s průběhem měření, uchováváním dat a citlivých informací a následně dobrovolně podepsal informovaný souhlas, schválený Etickou komisí a označený č. 2 v přílohách diplomové práce.

5.5 Průběh měření

Na začátku každého měření byl proband seznámen s měřicími přístroji (Neurocom Smart EquiTest, spirometr s obličejovou maskou). Nejprve proběhlo zadání výše zmíněných údajů do softwaru Smart EquiTestu a poté zkouška správného nasazení masky spirometru a kontrola, zda maska těsní a pohodlně drží. Následovala instruktáž a nácvik šesti dechových/fonačních manévru a současně změřeni 20s výdrže v každém manévru na stopkách. Testovali jsme dva fonační a čtyři dechové manévry ze studie M. Massery et al. (2013). Manévry se mezi sebou lišili postavením hlasivek. Níže následuje stručný popis jednotlivých manévru.

1. max. nádech se zádrží dechu (zavřené hlasivky)
2. FRC se zádrží dechu (zavřené hlasivky)
3. klidové dýchání (otevřené hlasivky)
4. FRC s otevřenými dechovými cestami (otevřené hlasivky)
5. počítání (částečně otevřené hlasivky)
6. fonace Ah (částečně otevřené hlasivky) (Massery, 2013)

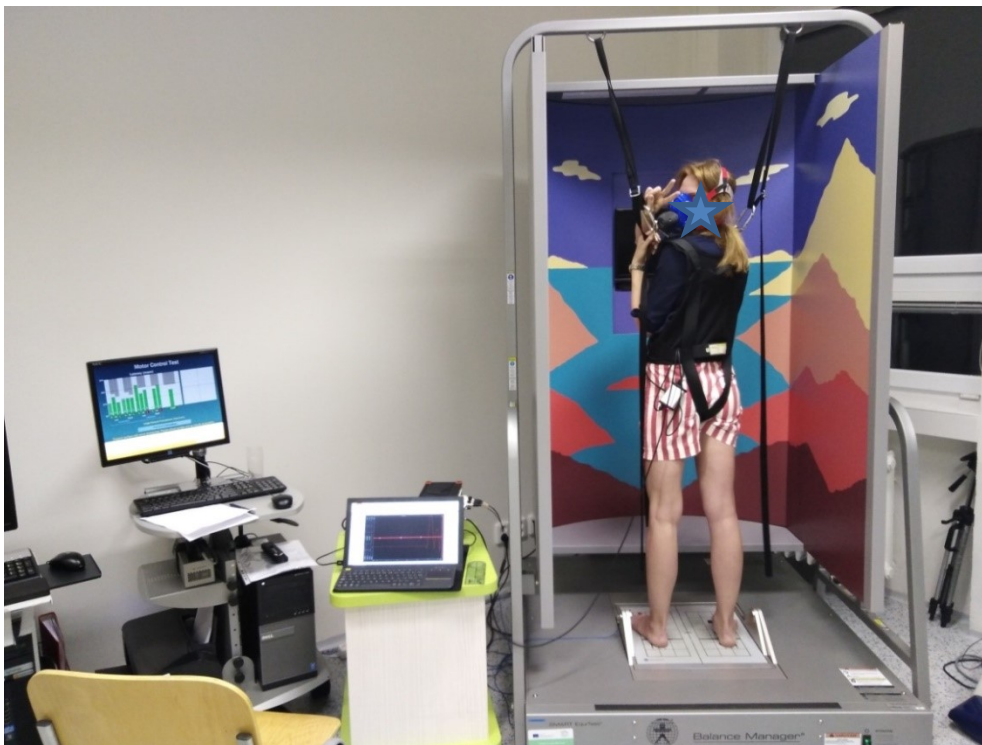
Podrobný popis spolu s instrukcemi k daným manévruům, dle Massery et al. (2013), je uveden v tabulce na následující straně.

Tabulka č. 5 Definice a instrukce k dechovým manévřům dle Massery et al. (2013)

Decho- vý/fonační manévř	Zkratka	Průtok vzduchu během posturální výchyly	Pozice hla- sivek bě- hem postu- rální vý- chyly	Odůvodnění podmínky	Instrukce pro účastníky
Max. nádech a zádrž dechu	Max. N hold	Ne	Zavřené	Zádrž dechu je přirozená forma stabilizace trupu. Zdraví jedinci se přirozeně více nadechnou před zvedáním těžšího břemene než před zvedáním lehčího nákladu. Větší objem plic při zádrži dechu vede k vyššímu abdominálnímu tlaku.	„Nadechněte se, jak nejvíce mů- žete a pak zadržte dech. Vydržte, dokud neřeknu konec.“
Fonace /Ah /	Ah	Ano	Částečně otevřené	Výslovení samohlásky vyžaduje aktivní přiblížení hlasivek a tak částečné zúžení dýchacích cest, aby došlo k řízenému průtoku vzduchu a mohl vzniknout hlas prostřednictvím Bernoulliho efektu. To vyžaduje udržení středně otevřené hlasové šterbiny (glottis). Částečně otevřená glottis má za následek delší výde- chovou fázi, než je při zcela otevřených dechových cestách.	„Normálním mluvním hlasem řekněte Ah a vydržte co nejdéle, dokud neřeknu konec.“
Přirozené klidné dýcha- ní	Nor- mální dech	Ano	Otevřené	Přirozené dýchání využívá pasivně otevřených dýchacích cest bez vědomého úsilí. Bylo zde zařazeno pro zkoumání přirozeného manévru, oproti ostatním vytvořeným podmínkám.	„Normálně dýchejte. Nezadržujte dech, nedýchejte povrchově ani nedýchejte zhluboka. Dýchejte, dokud neřeknu konec.“
Počítání	Počítá- ní	Ano	Částečně otevřené	Stejně jako fonace /Ah /, při počítání jsou dechové cesty také zúžené. Rozdíl je však v tom, že počítání je přirozené využití fonace.	„Počítejte do dvaceti. Použijte svůj normálně silný mluvní hlas. Nekřičte ani nešeptejte.“
FRC se zádrží dechu (nor- mální výdech + zádrž de- chu)	FRC hold	Ne	Zavřené	Funkční reziduální kapacita (FRC – objem plic po volném vý- dechu). Na konci volné expirace je hrudník ve své přirozené výdechové pozici. Respirační svaly nevytváří žádnou práci pro udržení této polohy; vnitřní elastické síly plic se rovnají vněj- ším silám hrudního koše. Uzavření dýchacích cest u FRC zadrží přibližně polovinu objemu vzduchu v plicích ve srovnání se stavem Max N hold, kdy účastníci vdechovali s maximálním úsilím	„V klidu se nadechněte, ne hlu- boce, bez úsilí vydechněte. Na konci výdechu nechte dýchací cesty otevřené, s pocitem, jako byste chtěli vydechovat dále.“
FRC s otevřenými dechovými cestami	FRC open	Ne	Otevřené	Podobně jako při FRC hold, normální výdech s otevřenými dý- chacími cestami využívá homeostatického stavu FRC. Nicméně účastníci nechávají v tomto manévru dechové cesty otevřené.	„V klidu se nadechněte, ne hlu- boce, bez úsilí vydechněte. Na konci výdechu nechte dýchací cesty otevřené, s pocitem, jako byste chtěli vydechovat dále.“

Jakmile byl testovaný jedinec schopen bezproblémového provedení daných manévřů po testovanou dobu 20 s, přistoupili jsme ke zkoušce Motor Control Testu (MCT).

Testovaný jedinec si nasadil jisticí vestu a stoupl si bos na měřicí podložku (silovou desku přístroje). Kalibrace přístroje na výšku jedince proběhla v úplném úvodu měření. Vyšetřovaného jsme zajistili do jisticích popruhů a upravili postavení chodidel dle manuálu a výšky pacienta na vyměřené ploše. Následovalo měření protokolem MCT. Instrukce pro pacienta byla stát v jeho přirozeném vzpřímeném stoji a snažit se udržet v rovnováze. Jedno měření trvalo 20 s, během nějž došlo třikrát k translačnímu posunu podložky, kalibrovanému na výšku testovaného jedince (malý, střední, velký posun). Celý MCT protokol obsahoval celkem 3 měření s posuny vzad ($3 \cdot 20$ s) a 3 měření s posuny vpřed ($3 \cdot 20$ s).



Obr. č. 8 Set up měření – přístroj Neurocom Smart EquiTest System a propojení se spirometrem

Po jednom zkušebním spuštění celého testu a pauze (2 min) následovalo nasazení spirometru s obličejovou maskou, propojení spirometru s Neurocomem pomocí akcelerometru a vlastní měření. Experiment byl zároveň natočen na kameru.

Každý jedinec absolvoval 6x Motor Control Test. Při každém testu byl zároveň instruován provést jeden dechový/fonační manévr. Pořadí manévrů bylo náhodně určeno. Po každém 20 s měření následovala 20 s pauza. Spirometr měřil průtok vzduchu během daných manévrů pro jejich objektivizaci. Při neúspěšném provedení dechového manévru jsme měření opakovali. Dle subjektivních pocitů probandů patřily mezi nejnáročnější dechové situace FRC open, max. N hold a fonace Ah (hodnocena schopnost udržet je po dobu 20 s).

Pro vyloučení adaptace na měřený stimul přístroj spouštěl translační posuny desky vždy v náhodný čas, s rozmezím rozdílu začátku 1,5 až 2,5 s. Dle výsledků studie Silva et al. (2015) dochází ke snížení onsetu svalových latencí, jestliže testovaný jedinec předem ví, kdy přesně začne výchylka. Pokud ví však předem směr výchylky, latence to neovlivní.

5.6 Analýza dat

V experimentu jsme testovali dynamické stabilizační schopnosti jedinců, resp. kvalitu jejich automatických posturálních reakcí (parametr Latency) při různých dechových situacích (viz výše). Hodnoceno bylo 828 měření (6 dechových variant x 3 intenzity x 2 směry x 23 probandů), které byly uloženy do analyzačního softwaru přístroje Neurocom Smart EquiTest. Pro každou variantu přístroj provedl 3 opakování, která analyzační systém agregoval a napočítal tyto hlavní hodnocené parametry:

- Weight symmetry
- Latency nezávisle pro levou a pravou nohu
- Amplitude Scalling/ Strength symmetry

Naměřená data parametrů latence, Weight a Strength symmetry pro jednotlivé osoby jsou přiložena k práci na CD.

Latence je vypočtena pomocí čtyř samostatných algoritmů. Automatizovaný algoritmus detekce latence přiřazuje latenci číslo spolehlivosti 0–4, které je založené na počtu algoritmů, které jsou v souladu. Pokud je tato hodnota 2 nebo vyšší, jsou data považována za spolehlivá. Pokud je hodnota 1 a latence je v normálních mezích, data jsou stále přijatelná, protože systém hlásí zjištěnou „nejdelší“ latenci. Pokud je hodnota 0, pak algoritmus nemohl identifikovat jasný počáteční bod odpovědi organismu.

V tomto případě by měl být test buď opakován, nebo by měla být data hodnocena manuálně. (Balance Manager® Systems, 2013)

Hodnoty Weight symmetry a Strength Symmetry jsou založeny na hodnotě 100, která ukazuje stejné přispění obou dolních končetin. Hodnoty menší než 100 indikují větší přispění levé dolní končetiny, hodnoty větší než 100 ukazují větší přispění pravé dolní končetiny. (Balance Manager® Systems, 2013)

Strength Symmetry tedy indikuje relativní sílu odezvy obou dolních končetin během aktivní odezvy pacienta, Weight symmetry rozložení váhy na dolních končetinách a Latence střední dobu odezvy pacienta (v ms) na každou velikost a směr translace. Hodnoty Amplitude Scaling jsme pro naši analýzu nevyužili. (Balance Manager® Systems, 2013)

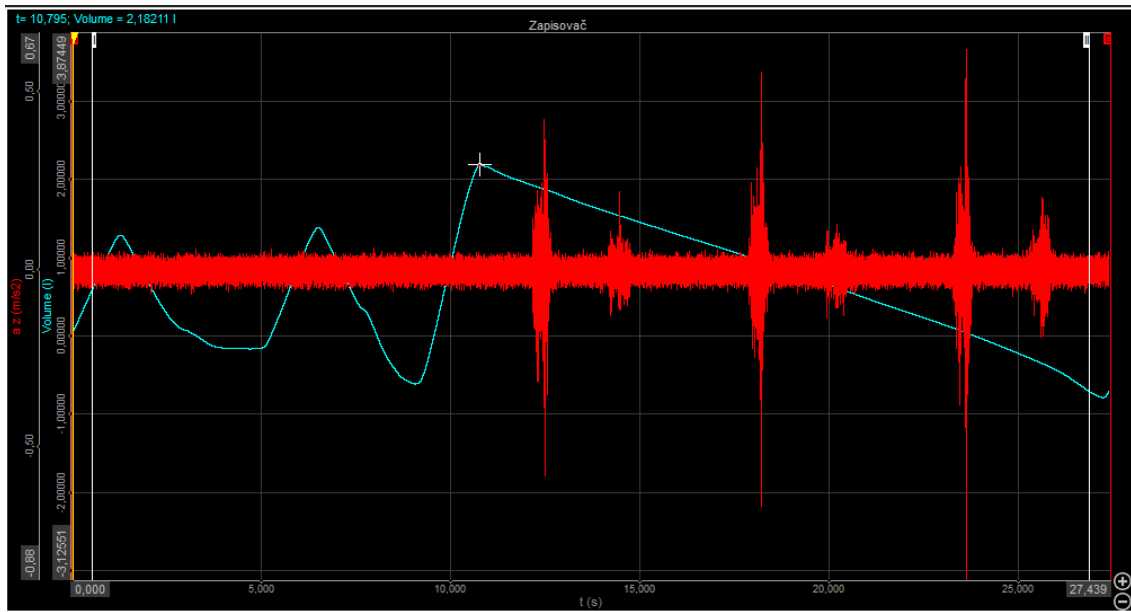
Motor Control Test								
Translation	WEIGHT SYMMETRY	Latency (msec)		AMPLITUDE SCALING		STRENGTH SYMMETRY		
		Left	Right	Left	Right			
Small B	81	190	4	220	4	2	2	100
Medium B	80	180	2	200	2	3	4	114
Large B	79	160	1	190	1	6	6	100
Small F	74	240	2	280	1	3	2	80
Medium F	79	230	2	230	4	6	4	80
Large F	69	220	3	210	4	5	4	88
Composite = 202								

Test Date: 7/12/2006
Test Time: 10:31:53

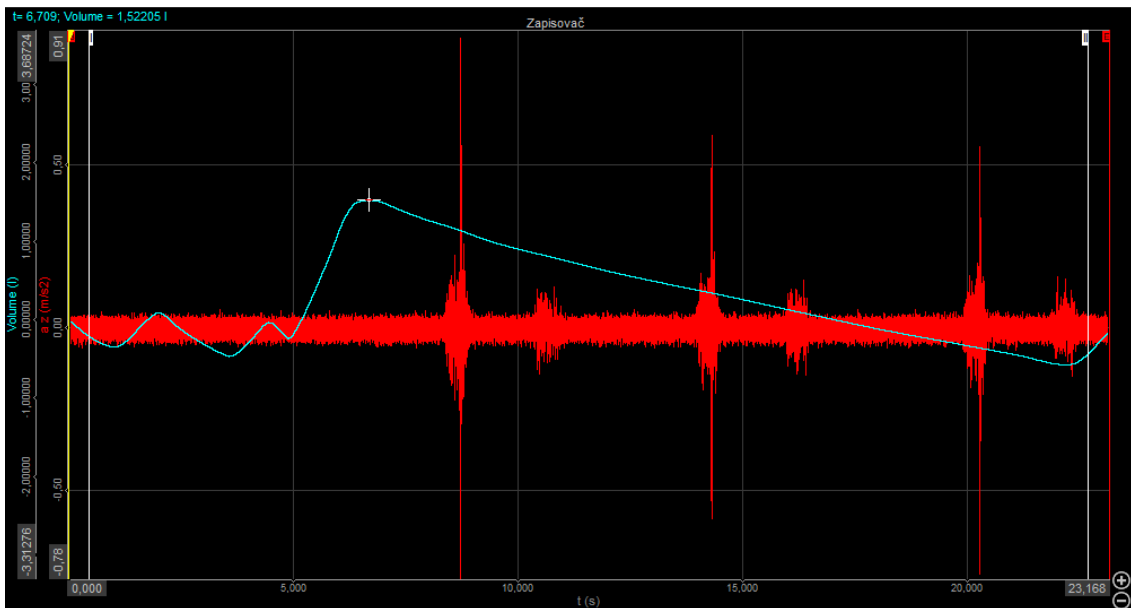
Obr. č. 9 Numerické hodnoty MCT protokolu (Balance Manager® Systems, 2013)
Statistickou analýzu dat jsme provedli ve statistickém programu R a k hodnocení jsme použili tyto metody: t-test, Pearsonův korelační test, Chi – kvadrát test. Hladina signifikance byla nastavena na $p = 0,05$.

Současně jsme díky propojení silové desky posturografu a spirometru pomocí akcelerometru získali data zaznamenávající průběh dýchání během testování dynamické posturální stability. Vzorkovací frekvence spirometru byla 200 000 Hz, akcelerometru 1000 Hz. Data byla zpracována pomocí analyzačního programu Dewesoft X3, zkalibrována a využita k ověření, zda v daný moment výchylky jedinec opravdu dýchá dle našich pokynů. Ukázky grafického výstupu z analyzačního softwaru Dewesoft X3 pojednotlivé typy dechových manévrů jsou zobrazeny níže.

Graf pro fonační manévr „Ah“ vypadal takto (uvádím dva příklady):



Obr. č. 10 Fonační manévr „Ah“ (1)



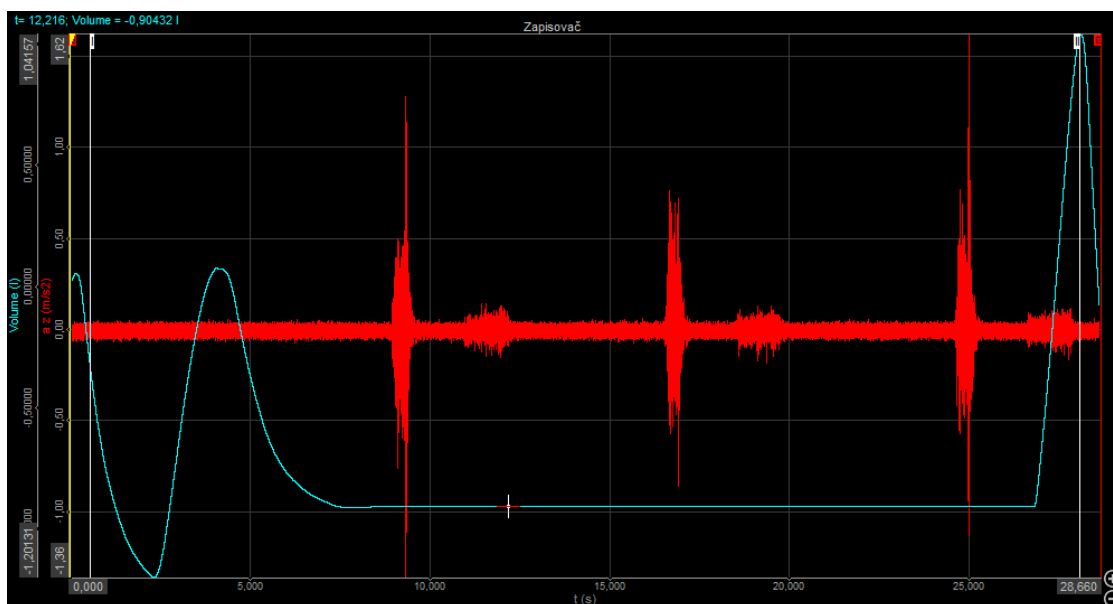
Obr. č. 11 Fonační manévr „Ah“ (2)

Graf zaznamenává hodnotu objemu vzduchu v plicích v čase (Volume (l), modře) a velikost výchylek, resp. změnu polohy plošiny v čase, na ose z (z (m/s²), červeně). Osa z zaznamenává hodnoty v antero – posteriorním směru (směr dle pozice akcelerometru, připojeného k silové desce).

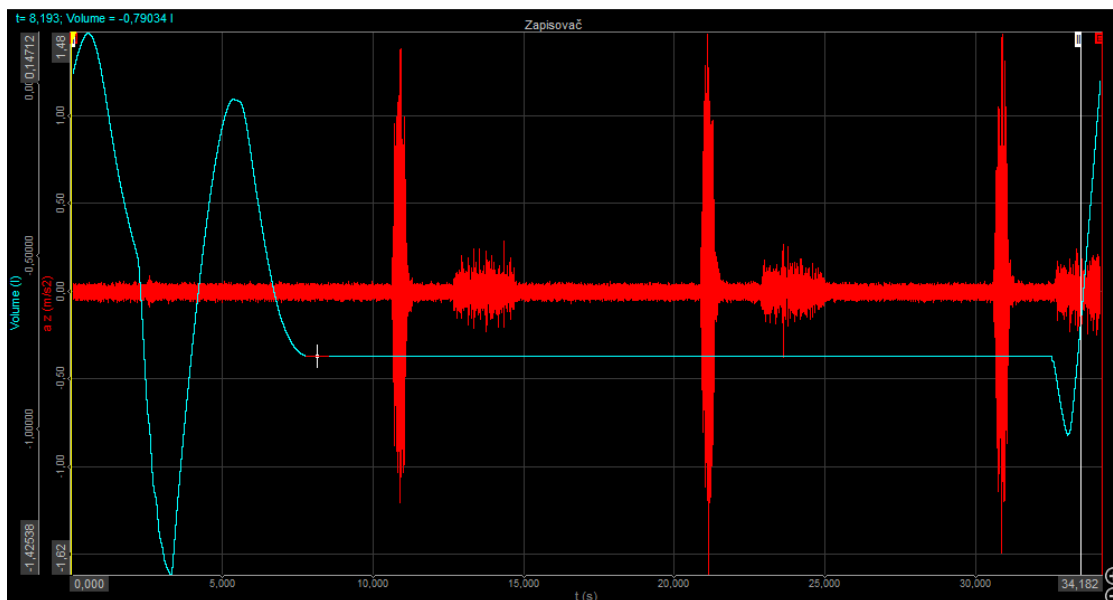
Z grafů je vidět, že každý jednatel má odlišné hodnoty objemů vzduchu (závislost na pohlaví, individuální potřebě aj.), ale dechový stereotyp je podobný a ozřejmuje

variantu „Ah“, kdy se fonace uskutečňuje při kontinuálním vydechování. Zároveň lze z grafu vyčíst, že velikost výchylek se liší. Neurocom Smart EquiTest přizpůsobuje jejich velikost výšce a váze testovaného jedince. Vždy první výchylkou na grafu je velikost S (malá), druhá M (střední) a třetí L (velká).

Graf pro dechový manévr FRC closed (uvádím dva příklady):

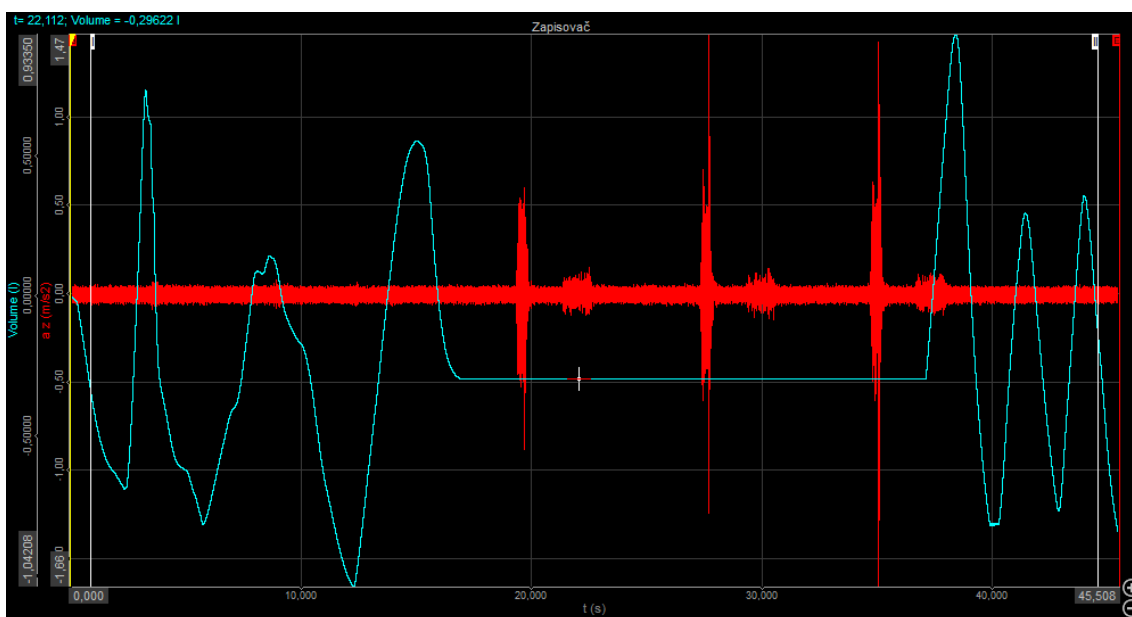


Obr. č. 12 Dechový manévr FRC closed (1)

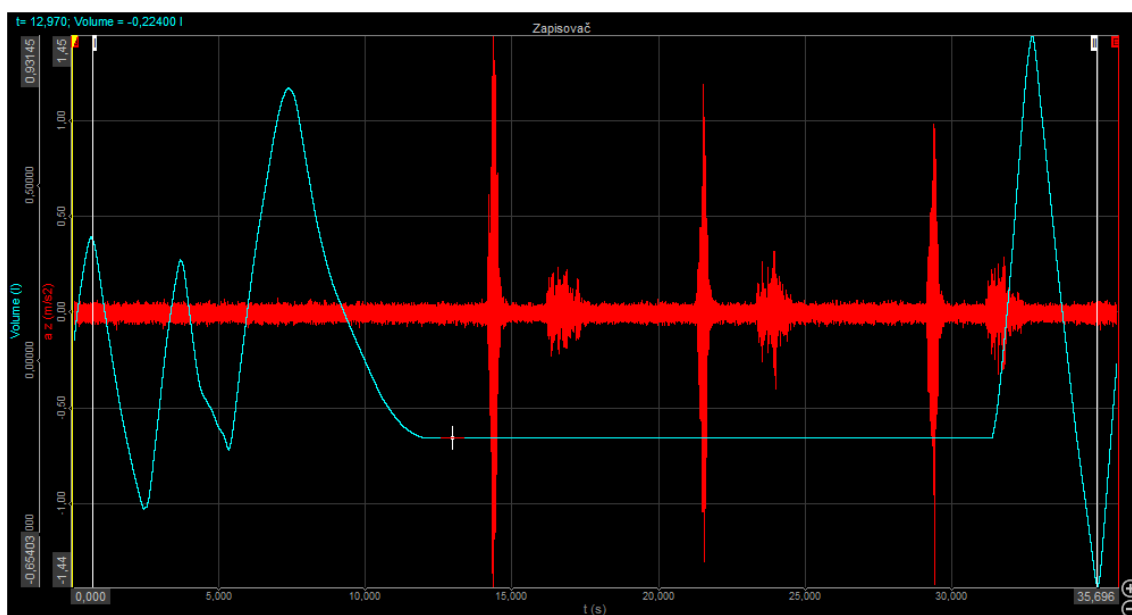


Obr. č. 13 Dechový manévr FRC closed (2)

Graf pro dechový manévr FRC open (uvádím dva příklady):

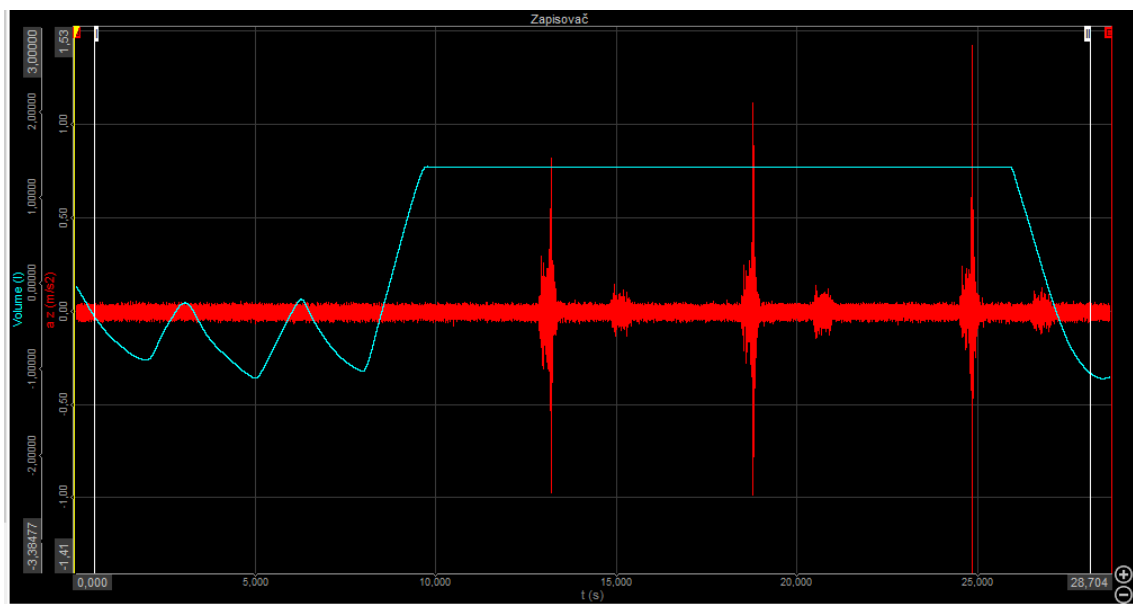


Obr. č. 14 Dechový manévr FRC open (1)

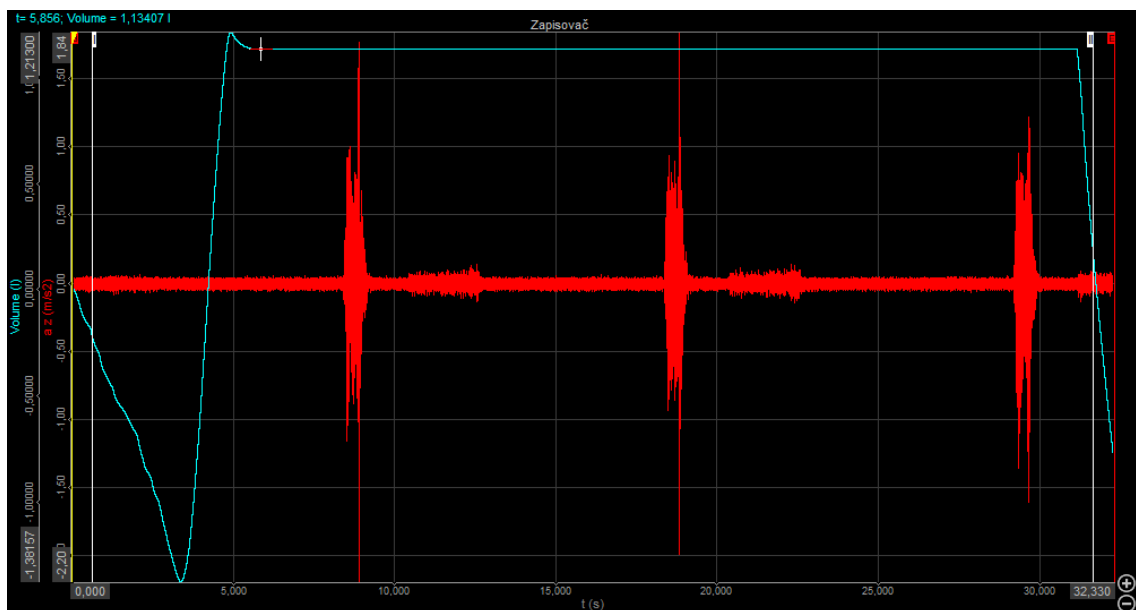


Obr. č. 15 Dechový manévr FRC open (2)

Graf pro dechový manévr max. N hold (dva příklady):

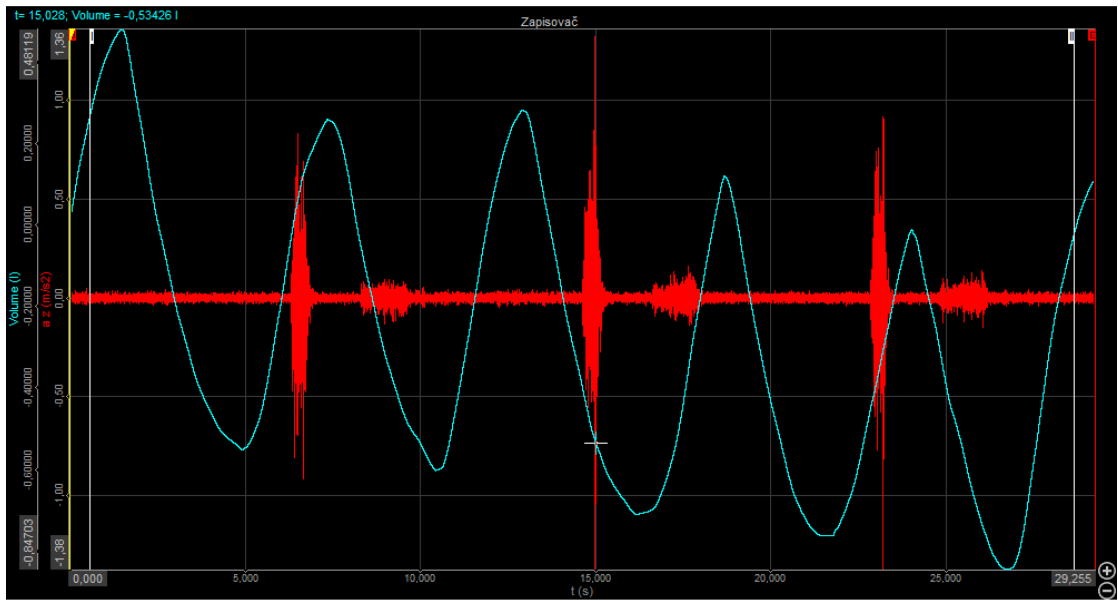


Obr. č. 16 Dechový manévr max. N hold (1)

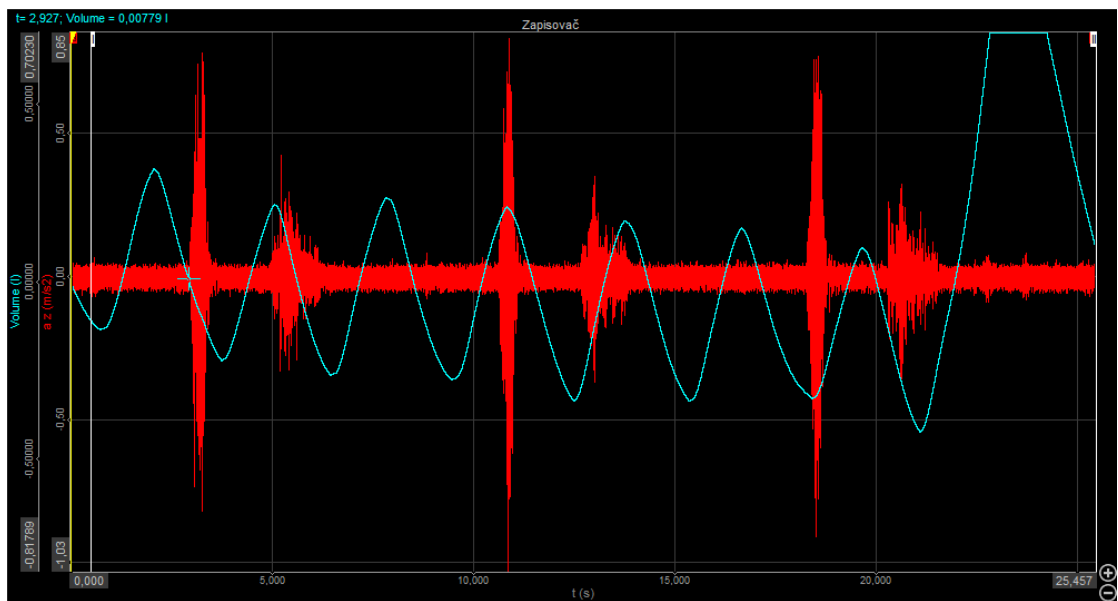


Obr. č. 17 Dechový manévr max. N hold (2)

Graf pro normální dech (dva příklady):

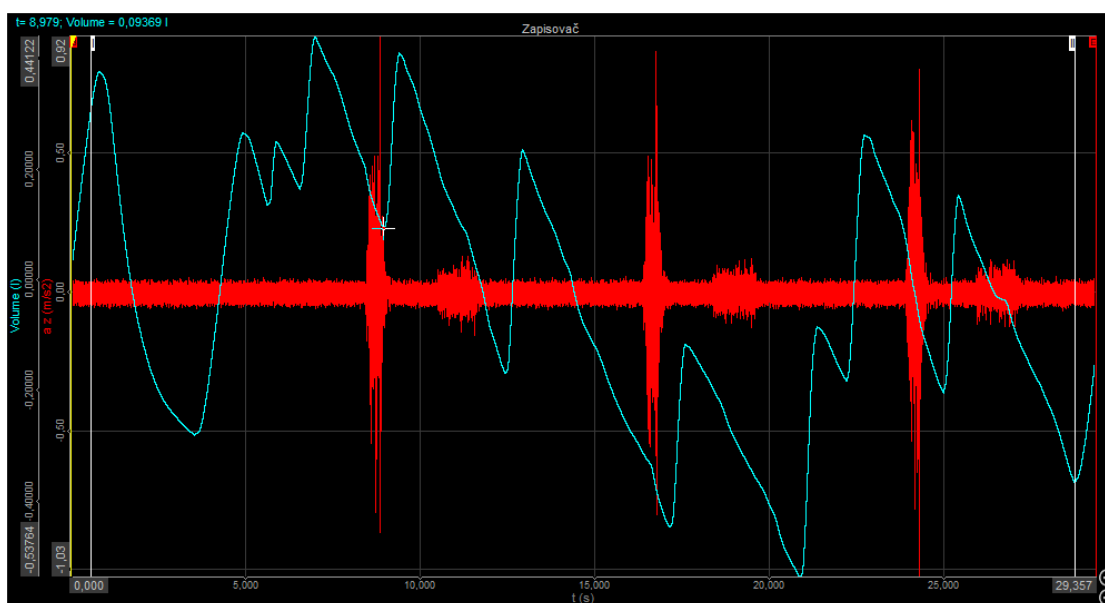


Obr. č. 18 Dechový manévr „normální dech“ (1)

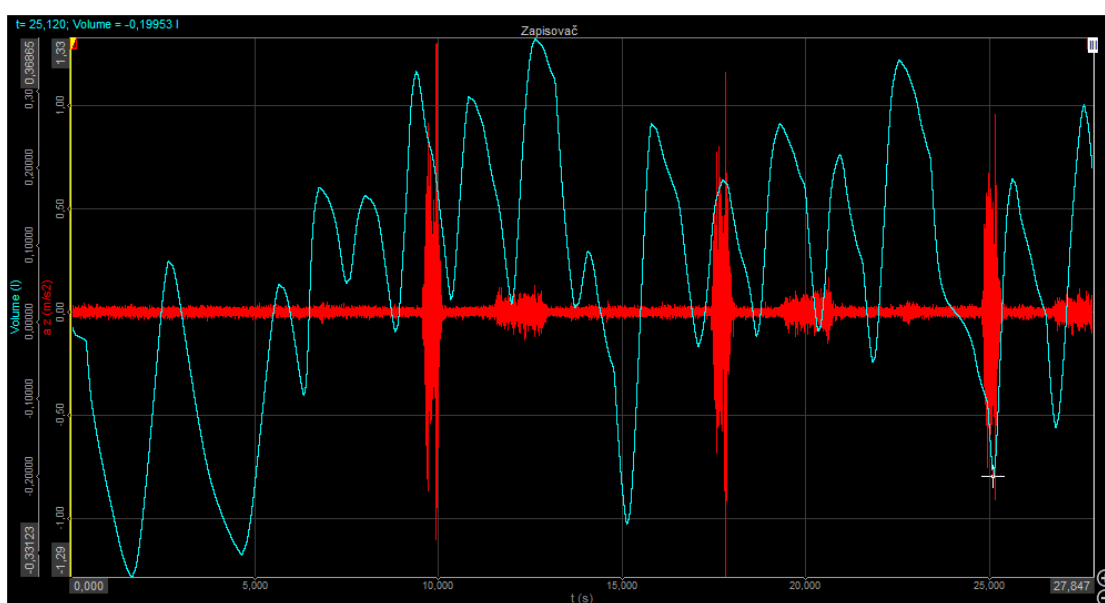


Obr. č. 19 Dechový manévr „normální dech“ (2)

Graf pro fonační variantu „počítání“ (dva příklady):



Obr. ř. 20 Fonační manřvr „počítání“ (1)



Obr. ř. 21 Fonační manřvr „počítání“ (2)

Při fonační variantě „počítání“ je vidět, že dechový stereotyp pro tento manřvr se liří od testovanřho jedince. Tato variabilita, daná komplexitou a řůznorodostí provedení tohoto fonačního řukolu, nám ukazuje, že i když je tento manřvr charakterizován určitřm postavením hlasivek (řástečně uzavřené), tak průběh jeho křivek bude odliřný. V naší analýze se tato řůznorodost stereotypu „počítání“ může projevit odliřnými výsledky (hodnotami) v porovnání s manřvrem „Ah“. Jak vidíme např. na prvním grafu, ne vždy dochází k výchylce desky v momentu, kdy daný jedinec vydechuje a fonuje.

Také styl počítání se mezi jedinci liší, i přes stejné instrukce (více plynulé počítání, více „sekané“, méně/více přídechů aj.). Počítání je přirozenou formou fonace a variabilita provedení se tak očekává.

5.7 Čištění dat

Analyzační software počítá latenci na základě časových křivek. Za některých podmínek (např. slabá odezva) může výpočet latenční doby selhat (číslo spolehlivosti = 0). Toto nastalo u 114 měření (cca 13 %). Tato měření byla ze souboru vyloučena a dále nevstupují do dalších analýz.

Ze souboru byly také vyloučeny odlehlé hodnoty (latence větší než 180, které značí využití volního pohybu ke korekci výchyly, kterých bylo dohromady 25 (cca 3.5 %). Signifikantně častěji se outliery objevovali u starších probandů (pravděpodobnost odlehlé hodnoty se zvyšuje průměrně o 0.38 % s každým rokem věku, Pearsonův korelační test $p = 0.038$). Počet outlierů je signifikantně větší u mužů (6.1%) než u žen (2.4 %), (Chi-kvadrát test, $p = 0.028$). K analýze zůstalo 689 měření.

6 VÝSLEDKY

Následující kapitola obsahuje komplexní analýzu experimentu, souhrn základních zjištění a limity tohoto výzkumu.

6.1 Základní analýza

Latence pro levou a pravou nohu byly zprůměrovány (odůvodnění níže). Výsledky pro latenci se v další sekci budou vztahovat k tomuto průměru. Směrodatné odchylky u průměrovaných hodnot se pohybují mezi 10-16 ms, ale kvůli lepší čitelnosti je v tabulkách neuvádíme.

Po odstranění outlierů jsme v našem souboru dat nepozorovali žádný signifikantní rozdíl v latenci mezi probandy různého pohlaví ani věku, proto nám dále tyto parametry v analýzách nefigurují.

6.2 Vliv směru a intenzity výchylky na latenci

Existuje signifikantní rozdíl v latenci mezi impulzem dopředu a impulzem dozadu (t-test, $p < 1e-16$). Zatímco průměrná latence pro pohyb desky vpřed byla 134 ms, pro pohyb desky vzad byla 125 ms.

Testovaní jedinci nejrychleji reagovali na impulsy s největší intenzitou, nejpomaleji na impulsy s malou intenzitou. Zatímco u pohybu vpřed byly rozdíly signifikantní (t-test, $p = 4e-05$ pro rozdíl mezi nejmenším a největším impulzem), pro pohyb dozadu byly rozdíly mezi různými intenzitami zanedbatelné ($p = 0.83$). Rychlost reakce na translaci vzad byla ve všech intenzitách téměř shodná. Rozdíly latencí pro intenzity a směry impulsu shrnuje následující tabulka.

Tabulka č. 6 Přehled průměrné latence (ms) pro různé směry a intenzity výchylek

Translation Intensity	Backward (B)	Forward (F)
Large	125.3	130.6
Medium	125.2	134.7
Small	125.6	138.2

6.3 Vliv dechové varianty

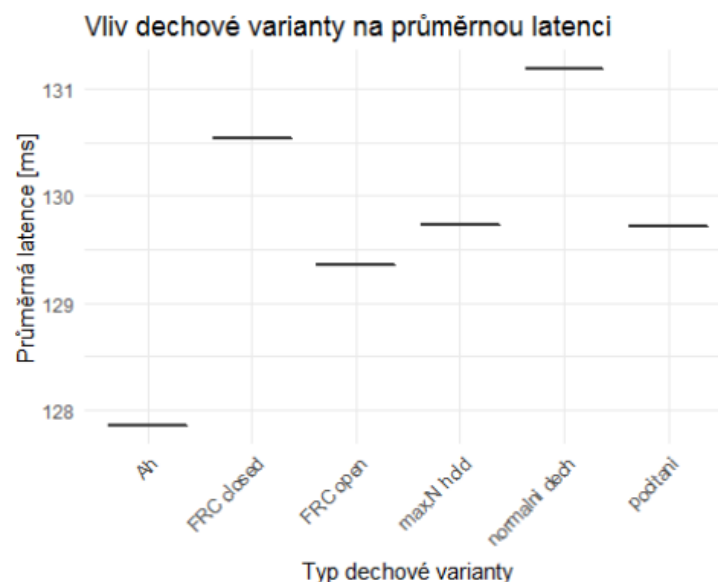
Pokud se podíváme pouze na rozdíly mezi dechovými variantami a jejich vliv na latenci (zanedbáváme vliv směru, intenzity translací), nejrychlejší reakce, resp. nejnižší latence

byla u varianty “Ah” (127.9 ms, varianta s částečně otevřenými hlasivkami), viz následující graf a tabulka. Rozdíl mezi variantou “Ah” a všemi ostatními variantami je na hraně signifikance (jednostranný t-test, $p = 0.049$). Druhá dechová, resp. fonační varianta s částečně otevřenými hlasivkami (počítání) však neprokázala žádný významný vliv na zlepšení hodnot latencí (jednostranný t-test $p = 0.35$). Druhý nejrychlejší manévr byl FRC open (129.4 ms), o 1.5 ms pomalejší než „Ah“, následován manévrem max. N hold a počítáním, se stejnou latencí 129.7 ms. Nejdelší reakční doba nastala u manévru FRC closed (130.5 ms), resp. u normálního dechu (131.2 ms).

Porovnáme – li hodnoty latence pro normální dech, jež je základní dechovou situací pro MCT protokol, a všechny ostatní dechové varianty, zjistíme, že námi testované modulace dechu signifikantně neovlivňují dynamickou posturální stabilitu při translacích opěrné plochy (t-test $p = 0.22$). Objevují se zde však jisté tendence a rozdíly mezi dechovými variantami, působící na hodnoty latencí, viz výše.

Tabulka č. 7 Přehled průměrné latence (ms) pro různé dechové varianty

Dechová varianta	Průměrná latence (ms)
Ah	127.9
FRC closed	130.5
FRC open	129.4
max. N hold	129.7
normální dech	131.2
Počítání	129.7



Obr. č. 22 Graf vlivu dechové varianty na průměrnou latenci

6.4 Kombinace dechové varianty se směrem a intenzitou pohybu

Vezmeme – li v úvahu vliv dechové varianty a intenzity výchylky (translace) na hodnoty latence, při zanedbání směru pohybu výchylky, dostáváme následující výsledky, viz tabulka.

Tabulka č. 8 Přehled průměrné latence (ms) pro různé intenzity a varianty dechů

Dechová varianta	Large	Medium	Small
Ah	126.4	128.4	129.0
FRC closed	127.8	131.4	132.9
FRC open	128.1	130.6	129.7
max. N hold	129.5	129.2	130.6
normální dech	128.7	133.7	131.5
Počítání	127.7	128.7	133.4

Dechová varianta „Ah“ vykazuje nejrychlejší odezvy napříč všemi intenzitami (latence L = 126.4 ms, M = 128.4 ms a S = 129.0 ms). Při Large a Medium výchylce má po „Ah“ druhé nejrychlejší latence „počítání“, s latencemi 127.7 ms, resp. 128.7 ms. Můžeme tedy říci, že dechové varianty s částečně otevřenými hlasivkami snižují velikosti latencí u L a M intenzit destabilizačních impulzů. Statisticky významný však tento vliv není. U malé (Small) výchylky je naopak „počítání“ spojeno s odezvou nejpomalejší.

Pro pohyby desky vpřed je situace následující:

Tabulka č. 9 Přehled průměrné latence (ms) pro různé intenzity a varianty dechů (pouze pohyb podložky vpřed)

Dechová varianta	Large	Medium	Small
Ah	128.8	131.1	135.6
FRC closed	132.1	138.0	140.0
FRC open	129.1	131.6	135.8
max. N hold	131.2	136.2	140.8
normální dech	133.5	137.2	138.7
Počítání	129.3	134.3	138.7

Podíváme-li se na variantu předního translačního posunu, při velké (L), střední (M) i malé (S) výchylce je latence nejnížší vždy při variantě „Ah“, poté následuje „FRC open“ a jako třetí nejrychlejší odezvu indukují za všech intenzit „počítání“. Na čtvrtém místě je u L a M intenzity varianta „max. N hold“, u S intenzity tomu tak ale není („max. N hold“ má nejvyšší latenci). Dechový manévr s částečně otevřenými hlasivkami („Ah“) tedy snižuje latenci ve všech intenzitách při translaci vpřed, manévr

s otevřenými hlasivkami („FRC open“) také a druhý manévr s částečně otevřenými hlasivkami („počítání“) snižuje hodnoty latencí pouze u L a M intenzit. Žádná z těchto tendencí ale není na statistické hladině významnosti.

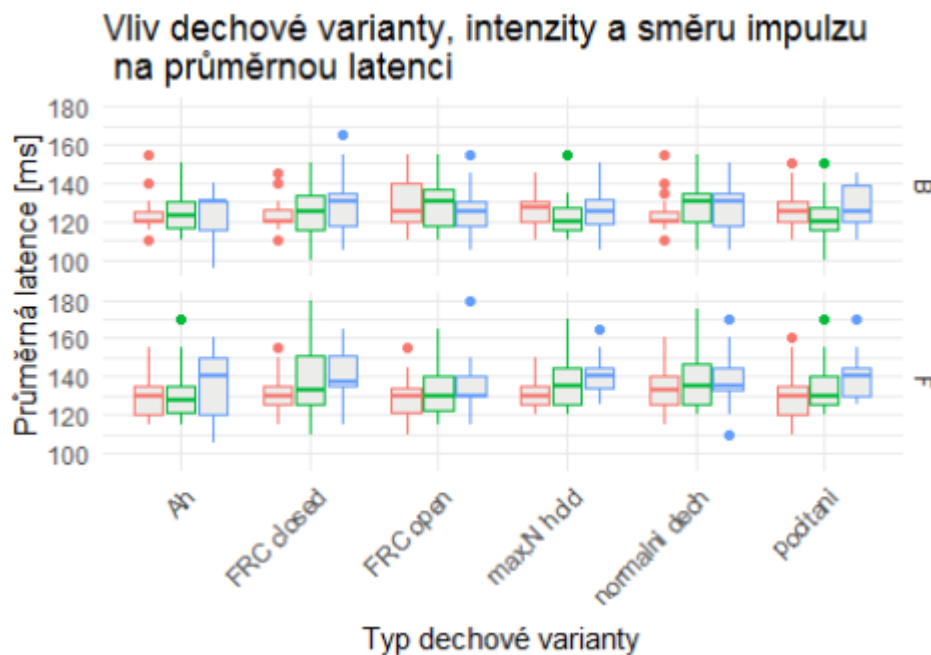
Nejpmalejší reakce má při velké (L) intenzitě „FRC closed“ (132.1 ms), resp. „normální dech“ (133.5 ms), při střední (M) intenzitě „normální dech“ (137.2 ms), resp. „FRC closed“ (138.0) a při malé (S) intenzitě „FRC closed“ (140.0 ms), resp. „max. N hold“ (140.8 ms).

Pro pohyby desky vzad je situace následující:

Tabulka č. 10 Přehled průměrné latence (ms) pro různé intenzity a varianty dechů (pouze pohyb podložky vzad)

Dechová varianta	Large	Medium	Small
Ah	123.7	125.0	122.4
FRC closed	123.2	124.2	127.6
FRC open	127.1	129.4	125.5
max. N hold	127.5	121.6	124.5
normální dech	124.0	129.7	125.8
Počítání	126.1	122.1	127.8

Tendence, kterou pozorujeme u translačního pohybu vzad je, že při L a M intenzitě je druhá nejpmalejší odpověď organismu při manévru s otevřenými hlasivkami („FRC open“), na rozdíl od pohybu vpřed, kdy měly latence všech intenzit při tomto dechovém manévru druhé nejlepší skóre (2. nejnižší hodnoty). Varianta „Ah“ je nejrychlejší pouze u malé (S) intenzity výchylky, u (L) intenzity je 2. nejrychlejší po „FRC closed“ (s rozdílem pouze 0.5 ms). Zde se může projevit jeden z limitů práce, resp. přístroje (Neurocom), kdy velké výchylky jsou testovány vždy jako poslední z intenzit, tudíž jedinec bude odolávat velké výchylce ke konci 20 s intervalu a dechová varianta „FRC closed“ a „Ah“ může mít v té době již na organismus podobné účinky (nedostatek dechu, resp. potřeba nadechnutí, nízký objem vzduchu v plicích, výdechové postavení hrudníku)



Obr. č. 23 Graf vlivu dechové varianty, intenzity a směru impulsu na průměrnou latenci (ms)

Z analyzovaných hodnot vidíme, že směr translačního pohybu podložky hraje zásadní roli a ovlivňuje jak celkové průměrné latence, tak závislost latence na intenzitě výchylky. Zatímco u pohybu vpřed je intenzita výchylky rozhodující (čím větší výchylka, tím rychlejší reakce), pro pohyb podložky vzad tento vzor nepozorujeme. Vztah mezi dechovými manévry, hodnotou latence a intenzitou, příp. směrem výchylky, je daleko složitější, viz výše.

6.5 Asymetrie

Do této doby jsme nevyužili naměřené faktory Weight symmetry a Strenght symmetry. Strenght Symmetry udává relativní sílu odezvy obou dolních končetin během aktivní odezvy pacienta, Weight symmetry rozložení váhy na dolních končetinách. Obě hodnoty jsou definovány tak, že hodnota 100 ukazuje stejné přispění obou dolních končetin.

Zároveň jsme ignorovali rozdíly latencí, které jsou zaznamenávány pro každou nohu zvlášť. Pro následující analýzy jsme si proto vytvořili novou proměnnou, která obsahuje

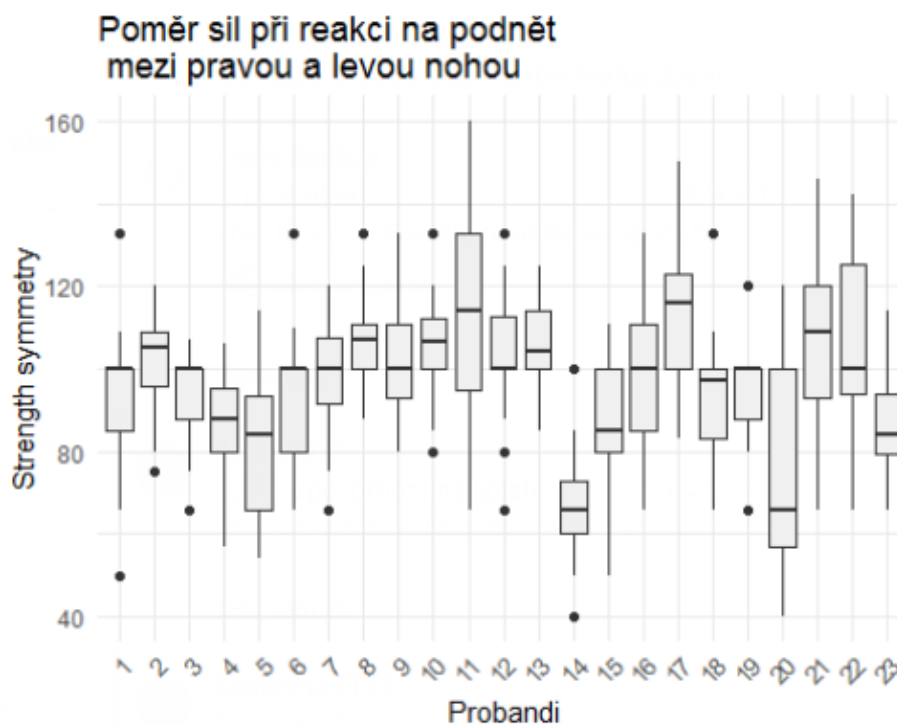
časové rozdíly latence mezi pravou a levou nohou, kterou nadále budeme nazývat rozdílem latencí.

Weight symmetry, Strength symmetry ani rozdíl latencí neovlivňoval průměrnou latenci, neboli stojí-li jedinec více na jedné noze než na druhé, ho ve výsledku nezvýhodňuje ani nepenalizuje. Tento argument považujeme za hlavní pro to, abychom všechny přechodí analýzy nemuseli opakovat pro každou nohu zvlášť.

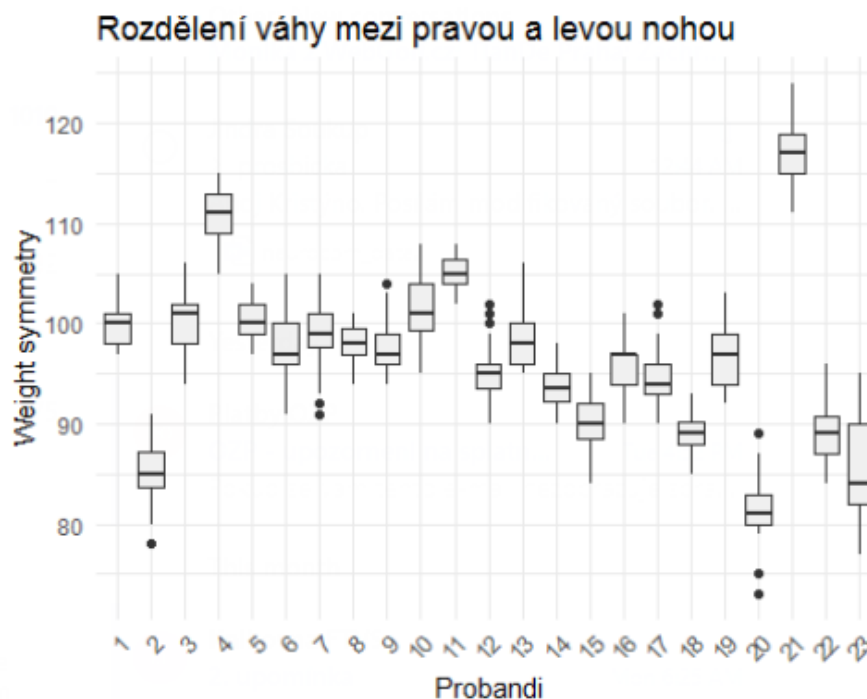
Strength symmetry koreluje s Weight symmetry ($r = 0.15$, Pearsonův korelační test $p = 9e-05$). Neboli pokud nohu více zatěžujeme, musí kompenzačně vytvořit větší sílu.

Weight symmetry ovlivňuje rozdíly latencí mezi pravou a levou nohou. Pokud je větší váha na pravé noze, reaguje daná noha rychleji (korelační koeficient $r = 0.064$, Pearsonův korelační test $p = 0.094$). Tato závislost však není signifikantní. K jejímu případnému prokázání by bylo potřeba zvýšit množství probandů. (Zajímavý podnět pro další studie.)

Hodnoty Weight symmetry a Strength symmetry pro jednotlivé probandy jsou vykresleny v následujících dvou grafech.



Obr. č. 24 Graf poměru sil při reakci na podnět mezi pravou a levou nohou



Obr. č. 25 Graf rozdělení váhy mezi pravou a levou nohou

6.6 Základní zjištění

Zásadní rozdíly mezi pohyby podložky dopředu a dozadu

- v průměrné odezvě (signifikantní)
- pro pohyb vpřed záleží latence na intenzitě pohybu, u pohybu vzad nezáleží (signifikantní)

Dechová varianta Ah zkracuje latenci (na hranici signifikance)

Více zatížená noha reaguje rychleji (pod hranicí signifikance)

Více zatížená noha vytváří kompenzačně větší sílu (signifikantní)

6.7 Limity práce

Naše práce má několik limitů, týkajících se především využití přístroje Neurocom Smart EquiTest pro měření dynamické posturální stability. Při využití protokolu MCT, testujícího efektivitu automatických reakcí, přístroj měří 3x posunutí ve všech třech intenzitách při výchylce vpřed i vzad, ale tyto tři hodnoty latencí následně průměruje, takže k dispozici máme výsledně třetinu dat. Další limit vnímáme v manuálním hodnocení dat, jestliže systém nebyl schopen detekovat jasný počáteční bod odpovědi

organismu na výchylku a faktor spolehlivosti označil za nulový. V tomto případě výrobce doporučuje data buď přeměřit nebo onset latence manuálně určit z uvedených grafů pro M a L výchylku, avšak neuvádí návod jak, a pouze nabádá ke zhodnocení podle našich klinických zkušeností. V našem experimentu nastala tato situace u 113 měření (cca 13 % všech dat), která jsme museli z analýzy tudíž vyloučit. Poslední limit uvádíme vzhledem ke kombinaci měření dechových variant pomocí MCT protokolu. Motor Control Test obsahuje série měření, která trvají vždy 20 s, resp. max. 20 s, tudíž testovaný jedinec musel být schopen provést tyto dechové manévry bez přerušení a výrazného tělesného dyskomfortu. Limit vidíme v tom, že MCT protokol testoval S výchylku vždy na začátku měření, L výchylku na jeho konci, přičemž intenzity výchylek nešlo jinak seřadit. Při manévru „Ah“ tak čelili probandi větší výchylce vždy při menším objemu vzduchu v plicích než při malé výchylce, na našich výsledcích se tento limit ale nijak negativně neprojevil. Stejně tak při manévrech se zádrží dechu jedinci čelili menší výchylce nejdříve a větší později, přičemž omezení přísunu kyslíku mohlo výkon jedinců částečně penalizovat, ale testovaní jedinci měli dané varianty dobře natrénované a výdrže zvládali a v hodnotách latencí jsme nepozorovali ve srovnání např. s normálním dýcháním žádné abnormality.

7 DISKUZE

Z hlediska posturální kontroly dochází mezi autory ke konsenzu, že primární rolí IAP je jeho přispívání ke stabilizaci trupu, resp. páteře (Hagins, 2004). Jestliže IAP přispívá stabilizaci trupu, která je součástí stabilizace celého organismu, měly by se změny IAP projevit i při stabilizačním procesu ve stoje při destabilizačních impulzech indukovaných posunem povrchu, na kterém jedinec stojí. Hodges et al. (2004) zjistili, že zvýšení IAP je součástí posturální odpovědi spojené s translací opěrného povrchu. Nejrychlejší vzestup IAP byl naměřen při pohybech desky v sagitální rovině, resp. při translacích směrem vzad. Tato zjištění spolu s vědomostmi, že změny IAP a ITP jsou spojeny s dýcháním a stabilizací trupu a zjištěním Massery et al. (2013), že kontrola dýchání pomocí hlasivkových struktur je důležitá pro stabilitu po nečekané výchylce trupu, nás vedlo ke zkoumání kontroly dechu v případě vychýlení organismu posunem jeho opěrné plochy. Zkoumání přineslo pohled na toto téma z další perspektivy. Massery et al. (2013) hodnotili pohyby CoP při výchylkách trupu a dechových manévrech, přičemž nevíme, jaký z mechanismů posturální kontroly se při výchylkách uplatňoval (zda výchylka generovala odpovědi spíše reflexní či volní) a tím pádem do jakého řídicího mechanismu kontrola dechu pomocí hlasivek vstupovala a jaký zde měla vliv. V naší studii jsme zkoumali jeden ze systémů, a to primární posturální reakce, které jsou generovány translačním posunem opěrné plochy a hodnotí se parametrem latence. Odpověď systému pomocí primárních posturálních reakcí nastává v čase 70-180 ms po začátku destabilizujícího impulsu, představující první stabilizační „linii“.

Naší první experimentální otázkou bylo, jaký vliv má směr posturální výchylky (translační posun silové desky v A-P směru) na hodnotu latence. (zanedbáváme intenzitu výchylky, dechové varianty)

H1 zněla takto: Předpokládáme, že rychlejší odezva organismu nastane při posteriorní translaci silové desky (nižší hodnoty latence).

Tuto hypotézu se nám ve výzkumu podařilo prokázat. Výsledky ukázaly signifikantní rozdíl v rychlosti reakce na A-P výchylky, resp. impuls dozadu generoval výrazně rychlejší odpovědi než impuls dopředu (t-test, $p < 1e-16$). Průměrná latence pro odpověď na pohyb desky vpřed byla 134 ms, pro pohyb desky vzad 125 ms.

Translační pohyb vpřed a vzad představují pro organismus odlišné výzvy pro jejich zvládnutí, resp. přesunutí CoM zpět do opěrné báze. Z biomechanického hlediska vyvolávají dané impulzy odlišné kinematické odpovědi v tělesném systému (pohyb vpřed/vzad a následný korekční protipohyb) a odlišné smykové síly, točivé momenty vyvolané v kloubech i svalové odpovědi. (Keshner, 1988) (Hughes, 1995) (Runge, 1999) (Nonnekes, 2013) (Chen, 2014). Pohyb těla dozadu způsobuje dle Chena (2014) větší nestabilitu stoje než pohyb vpřed, kvůli limitované zadní oporné bázi (BS). Výchylka desky vpřed vyvolává právě tento (posteriorní) směr pohybu. Ve stoji se opěrná báze nachází před osami hlezenních kloubů a pouze za takových podmínek je tělo schopné využít momentu síly, který při pohybu vpřed vzniká kontrakcí m. triceps surae (Vařeka, 2002b), který se jako první z akrálních svalů aktivuje při obnovování rovnováhy v tomto směru (Keshner, 1988). K obnovení stability však nemůže přispět v případě posunutí CoG za osu hlezenního kloubu, jak je tomu při pohybu těla dozadu. V této situaci se aktivuje m. tibialis anterior, jeho kontrakční síla je ale výrazně nižší než síla m. triceps surae a působí také na kratší páce. Moment síly, který jeho kontrakce vyvolá, je slabý. CNS se proto snaží udržovat polohu CoG v přední části chodidla a nevystavovat se pádu dozadu. (Vařeka, 2002b) Vyrovnávání destabilizačního impulzu, který vyvolal pohyb těla vzad je tedy z biomechanického hlediska pro tělo náročnější.

Korekční odpověď na translaci plošiny vpřed spočívá v časné dorziflexi kotníku, flexi kolene a extenzi kyčle. Korekční odpověď na translaci plošiny vzad se skládá z flexe kotníku a flexe kyčle. Součástí korekční odpovědi je také pohyb trupu, hlavy. Parametry výchylky v různé míře výše popsaný obecný vzorec modifikují. (Nashner, 1985) (Horak, 1986) (Keshner, 1988) (Diener, 1988) (Keshner, 1990) (Allum, 1998b) (Szturm, 1998) (Ko, 2001) (Chen, 2014) Zemková et al. (2016) např. uvádí, že vliv směru translačních výchylek na odezvu trupu se objevuje pouze při vysoké rychlosti translačního pohybu plošiny (zde 20 cm/s), přičemž maximální rychlost CoM a maximální zrychlení CoM bylo významně větší při anteriorní translaci než při translaci posteriorní.

Chen et al. (2014) prokázali, že různé typy a směry translačních výchylek mají významný vliv na onset svalové latence. Předpokládali, že výchylka dopředu bude pro tělo nestabilnějším impulzem a tím pádem dojde k rychlejší svalové odpovědi posturálních svalů, aby se výchylka vyrovnala. Podle předpokladu byly přítomny kratší

latence svalové aktivace při výchylce dopředu, zejména v extenzorových svalových skupinách, první svalová reakce na translační výchylku však byla zaznamenána při translaci vzad (m. gastrocnemius). (Chen, 2014)

Ve studii Keshner et al. (1988) se při posteriorní výchylce dříve aktivovaly flekční svaly dolních končetin a trupu a extenční svalové skupiny měly kratší latence u výchylky anteriorní. Zcela nejrychlejší reakci (nejnižší latenci) vykazoval m. soleus a m. gastrocnemius (95, resp. 94 ms), u výchylky dozadu. Stejně krátká latenční doba byla ale při impulzu vzad naměřena také u flexorů krku, 95 ms. Keshner (1990) a Allum (1998b) ve svých studiích poukazují na významný vliv rychlé aktivace také dalších svalů, jako např. svalů abdominálních, svalů plosky nohy a výše zmíněných flexorů krční páteře. Tvrdí, že proprioceptory ve svalech kotníku nejsou jedinými spouštěči automatických posturálních reakcí. (Keshner, 1990) (Allum, 1998b) Stejně časně jako svaly bérce, či dříve, se i ve studii Henryho et al (1998) aktivovaly proximální svaly (m. rectus abdominis, m. erector spinae). M. rectus abdominis se aktivoval při pohybu plošiny dozadu, m. erector spinae pro pohyb plošiny vpřed.

I když zmíněné studie nemají vždy stejné parametry translačních výchylek a ne vždy zkoumají kompletně stejné svaly, aktivace m. triceps surae při jejich měřeních nastala vždy nejdříve, a to při výchylce vzad. K rychlejší odpovědi organismu na vychýlení vzad by mohlo přispět i rychlejší generování IAP a rychlejší dosáhnutí max. amplitud IAP při translaci vzad, pomáhající stabilizovat osový orgán. (Hodges, 2004) Z hlediska řízení posturálních odpovědí na předozadní translační výchylky Nonnekes et al. (2013) dodávají, že tyto reakce mohou být také organizovány prostřednictvím různých neurálních okruhů. Dle Jacobse (2007) nejsou však neurální okruhy pro automatické posturální reakce ještě zcela indentifikovány.

Otázka č. 2 se vztahovala k intenzitě výchylek. Jaký vliv má intenzita posturální výchylky (translační posun silové desky v A-P směru) na hodnotu latence? (zanedbáváme směr výchylek, dechové varianty)

H2 zněla takto: Předpokládáme, že větší intenzita posturální výchylky vyvolá rychlejší odpověď organismu na dané vychýlení (nižší hodnota latence).

Tato hypotéza byla naším experimentem potvrzena. Testovaní jedinci nejrychleji reagovali na impulsy s největší intenzitou, nejpomaleji na impulsy s malou intenzitou.

U pohybu vpřed byly rozdíly signifikantní (t-test, $p = 4e-05$ pro rozdíl mezi nejmenším a největším impulzem), pro pohyb dozadu byly rozdíly mezi různými intenzitami zanedbatelné ($p = 0.83$).

Intenzita výchylek byla v našem experimentu dána rozdílným trváním výchylky, amplitudou kalibrovanou dle výšky jedince, úhlovou rychlostí a konstantou pro odpovídající výkyv jedince. Referenční hodnoty latence přístroje Smart EquiTest pro věkovou kategorii 20-59 let ukazují na sestupnou tendenci latencí vzhledem k intenzitě, neboli nejpomalejší reakce organismu (nejvyšší hodnoty latence) jsou zaznamenány pro nejmenší impuls (S) a nejrychlejší pro impuls největší (L). (Balance Manager® Systems, 2013)

Dle Enoky (2015) závisí automatické posturální odpovědi na směru a rychlosti dané výchylky, začáteční poloze a zkušenosti jedince, i na realizovaném úkolu, dle Dienera et al. (1988) i Nonnekese (2013) také na amplitudě výchylky.

Obecně se předpokládá, že zvýšená rychlost impulsu činí větší nároky na systém posturální kontroly, a tak i na aktivní svalovou odpověď, oponující danému stimulu. (Horak, 1986) (Diener, 1988) Szturm (1998) doplňuje, že velikost destabilizujícího impulsu se zvyšuje se zvyšujícím se zrychlením / rychlostí plošiny. Dle studie Dienera et al. (1988) bylo prokázáno, že velikost svalové aktivity se zvyšuje se stoupající rychlostí translačního pohybu plošiny (zejména v časném intervalu svalové aktivity, mezi prvními 75 ms pohybu). Také v případě zvyšující se amplitudy (velikosti) translace docházelo ke zvyšování amplitudy svalové kontrakce, nejvíce v nejzašším intervalu (posledních 350 ms pohybu). Zaměříme-li se na latence začátku svalové aktivity na pohyb oporné plošiny, vidíme, že hodnota latence m. gastrocnemius při konstantní velikosti výchylky (6 cm; 12 cm) a zvyšující se rychlosti (10 cm/s; 15 cm/s; 35 cm/s), klesá. V opačném případě, resp. při konstantní rychlosti a změnách velikosti výchylky ale žádnou korelaci nepozorujeme, ani pro ostatní svaly. (Diener, 1988)

Nonnekes (2013) ve své studii naopak korelaci mezi latencemi a velikostí výchylky při konstantní rychlosti prokázal. Se zvyšující se amplitudou výchylky docházelo ke snižování svalové latence, přičemž tato redukce byla signifikantně větší při výchylce plošiny vpřed než vzad. Výsledky této studie jsou v souladu s našimi výsledky, kdy se

prokázalo, že směr translačního pohybu podložky ovlivňuje nejen celkové průměrné latence, ale také závislost latence na intenzitě výchylky, viz níže

Jestliže se tedy zvýší intenzita výchylky, ať už je dána zvětšenou rychlostí nebo amplitudou, čelí posturální systém náročnější situaci a musí vyvinout časnější odpovídající reakci, aby nedošlo k pádu. Střížné síly i vyvolané momenty sil působící na klouby budou odlišné, stejně tak se intenzita projeví na kinematice kloubů. Diener (1988) např. uvádí, že při výchylce dozadu se při zvětšující se amplitudě a rychlosti výchylky zvyšovala flexe v kyčelních kloubech; mění se pohybová strategie i velikost svalové aktivace. Ko (2001) uvádí, že čím větší je frekvence translačních pohybů silové plošiny, tím je umožněn pohyb ve více kloubech (více stupňů volnosti) a výchylky jsou tak efektivněji kompenzovány. Popsány jsou různé pohybové strategie, čelící externímu neočekávanému impulzu (translace plošiny), které zahrnují strategii kotníkovou, kyčelní a řadu multisegmentálních pohybových synergií. (Nashner, 1985) (Horak, 1986) (Keshner, 1990) (Ko, 2001) Svalové synergie, které se při reakci na výchylky uplatňují, reagují na podobné směry výchylek a jsou modifikovány na základě rychlosti a amplitudy výchylky. (Henry, 1998)

Každá z prostudovaných studií pracuje s jinými parametry a jejich hodnotami pro předozadní translační výchylky a tak je komplikované výsledky mezi sebou z pohledu intenzity více porovnávat. Některé studie modifikují rychlost výchylek (Diener, 1988) (Runge, 1999) (Hughey, 2005) (Zemková, 2016), jiné jejich frekvenci (Ko, 2001), amplitudu (Diener, 1988) (Ko, 2001) (Nonnekes, 2013) etc. Většina uváděných studií hodnotí svalovou latenci (EMG měření) vzhledem ke svalovým synergiím (Horak, 1986) (Keshner, 1988) (Diener, 1988) (Keshner, 1990) (Hughes, 1995) (Allum, 1998a) (Allum, 1998b) (Chen, 2014), kinematiku pohybu kloubů (Diener, 1988) (Keshner, 1990) (Hughes, 1995) (Allum, 1998a) (Allum, 1998b) (Runge, 1999) (Chen, 2014) (Zemková, 2016) nebo např. velikost svalové aktivace (Chen, 2014)

Naší třetí otázkou bylo, jaký vliv mají dechové varianty, resp. modulace hlasivek, na hodnotu latence (zanedbáváme vliv směru, intenzity translací).

H3 zněla takto: Předpokládáme, že nejnižší latence vyvolají dechové varianty s částečnou modulací hlasivek, neboli varianty „Ah“ (a) a „počítání“ (b) (částečně otevřená glottis).

Tuto hypotézu jsme potvrdili pro a) fonační variantu „Ah“, pro b) fonační variantu „počítání“ se hypotéza nepotvrdila.

Při porovnání hodnot latencí pro normální dech, jež je základní dechovou situací pro MCT protokol a všechny ostatní dechové varianty, zjistíme, že námi testované modulace dechu sice určitý vliv na dynamickou posturální stabilitu při translacích opěrné plochy, resp. na automatické posturální reakce, mít mohou (všechny varianty mají nižší latence než normální dech), ale tento vliv není signifikantní (t-test $p = 0.22$). Existuje zde však tendence na hranici signifikance (jednostranný t-test, $p = 0.049$) pro variantu „Ah“, která snižovala reakční dobu systému na námi aplikovaný stimul. Hodnoty latencí při variantě „Ah“ byly ve srovnání s ostatními manévry nejnižší (127,9 ms). Druhá fonační varianta s částečně otevřenými hlasivkami („počítání“) však neprokázala žádný významný vliv na zlepšení hodnot latencí, přestože i ona reprezentuje stejnou modulaci hlasivek (částečně otevřená glottis).

Současný výzkum již pevně ustanovil, že dýchání je dynamickou součástí posturální stability. (Massery, 2013) Dýchací svalstvo je využíváno jak dýchacím systémem pro respiraci, tak posturálním systémem k zajištění stability. (Hodges, 1997a) (Hodges, 2000b) (Hodges, 2001b) (Véle, 2006) (Kolar, 2010) (Bizovská, 2017)

Dýchací svalstvo funguje jako generátor tlaků v břišní a hrudní dutině. Tyto tlaky (IAP, ITP) společně vytváří tlakovou oporu trupu, která je jmenovitě tvořena souhrou mezižeberních svalů (generují a udržují tlak v hrudní dutině), svalů břišní stěny (generují a udržují tlak v dutině břišní) a bránice (reguluje a používá tlak obou dutin). Bránice je schopna vytvářet a využívat změny tlaků obou dutin pro simultánní potřeby dýchání a trupové stabilizace. (Massery, 2006) Řízení tlaků v hrudní a břišní dutině tedy významně přispívá ke strategiím posturální kontroly trupu.

Regulátorem nitrohručního tlaku je hlasový aparát (hlasivky), který vykonává funkci vrchního ventilu pomocí otevírání a zavírání hlasové štěrbiny (glottis) a měl by se tak podílet na trupové stabilizaci stejně tak jako tlak nitrobřišní. (Massery, 2006) (Orlikoff, 2008) ve své studii prokázal, že se při fonaci samohlásky (/ a /) i rychlém opakování slabiky (/ pi /) zvýšil odpor dýchacích cest i se zúžila glottis při současném zvýšení posturálních nároků (zvedání různých těžkých kettlebellů). Nastavení dechových cest přitom zůstalo nezměněno. (Massery, 2013) následně svojí studií prokázala, že zúžení dechových cest je nejvýhodnější variantou kontroly dechu při současném posturálním

nároku. Při vychylujícím impulzu v oblasti trupu ovlivňovala kontrola dechu stabilitu trupu i celkovou dynamickou stabilitu stoje (Massery, 2013) Při testování použila Massery (2013) sedm dechových /fonačních variant, které představovaly různou kontrolu dechu pomocí nastavení hlasivek (uzavřený, částečně otevřený a otevřený hlasivkový aparát). Každá z variant má odlišné nároky nejen na dýchací systém. Výsledky studie ukazují, že hrudník byl nejstabilnější při statickém dechovém manévru (max. N hold), ale optimální kontrola COP výchylek nastala během přirozené dynamické modulaci průtoku vzduchu při tvorbě hlasu při středním postavení hlasivek (fonační varianta „Ah“/ „počítání“). (Massery, 2013)

Náš experiment využil stejných dechových/ fonačních variací (6 ze 7) jako studie Massery (2013), avšak při změněném destabilizujícím impulzu. Nejefektivnější stabilizace stoje nastala taktéž při střední modulaci hlasivek, ale jen u fonačního manévru „Ah“. Vysvětlení by mohlo tkvět v tom, že „Ah“ a „počítání“ vystavují organismus částečně odlišným nárokům, i když využívají stejné modulace hlasivek. Také set up našeho experimentu mohl přispět k této diferenci ve výsledcích naší studie a studie Massery (2013), viz níže.

Při „Ah“ se uplatňuje kontrolovaný pomalý výdech, který je dle Massery (2006) a LeBorgne (2014) základem pro tvorbu řeči. Postupně klesá ITP a zvyšuje se IAP. Zúžení dechových cest (pomocí hlasivek), které při fonaci nastává, zvyšuje odpor v dechových cestách a tím dochází ke zvýšené aktivitě expiračních svalů (MacLarnon, 1999) (Véle, 2006) (Rokyta, 2016), mezi něž patří mm. intercostales, m. rectus abdominus, mm. externus a internus abdominis a m. transversus abdominis, a které tvoří tzv. dechovou oporu. (LeBorgne, 2014) Při manévru by tak mělo dojít k větší stabilizaci hrudníku, neboť jsou více aktivovány interkostální svaly, jež pracují proti odporu dechové štěrbiny, stejně tak břišní svalstvo, přičemž dochází ke generování vyššího nitrobřišního tlaku, který stabilizuje osový orgán. Přítomné přesné svalové souhry bychom však potřebovali objasnit pomocí EMG a hodnoty tlaků nasogastrickou sondou s převodníkem tlaku. Manévr „Ah“ činil také zvýšené nároky na soustředěnost jedince a jeho schopnost regulovat výdech tak, aby vydržel fonovat 20 s.

Při „počítání“ se uplatňují stejné mechanismy, jež definují fonaci (zúžení dechových cest), ale na rozdíl od „Ah“ se dechové stereotypy při „počítání“ (vyčteno ze spirogramů) u jedinců výrazně lišily, ve smyslu vydechovaných a nadechovaných

objemů, přidechování během počítání, tvorbě pauz pro nádech aj. „Počítání“ je přirozenější formou fonace než „Ah“ a zmíněné rozdíly mohly ovlivnit naše výsledky. Ve srovnání se studií Massery et al. (2013) zároveň nebylo při našem měření omezeno dýchání nosem a vzhledem k délce testovacího manévru (20 s) došlo u některých jedinců k nádechu právě v momentu výchyly. Také předpokládám, že tento typ fonace vykazoval větší rozdíly v různosti svalových synergií a velikostech aktivace svalů mezi účastníky výzkumu než u fonace „Ah“, avšak tento předpoklad by byl nutný objasnit pomocí elektromyografie. Vliv objemů vzduchu v plicích na posturální stabilitu by byl také zajímavým tématem pro další studie.

Varianta max. N hold představuje statický manévr zádrže dechu po maximálním nádechu. Hrudník i osový orgán je při tomto manévru více stabilizován (2004) při nádechu dochází k facilitaci respiračně posturálních svalů (2006), přičemž prohloubení dechu navíc zvyšuje tuhost respiračního systému (Mortola, 2019), avšak tato zvýšená tuhost trupu může být kontraproduktivní pro celkovou stabilizaci systému. Výsledky Gruneberga (2004) tento předpoklad potvrzují; pokud je tuhost trupu zvýšena, kvalita posturální kontroly je ohrožena, protože to omezuje kapacitu trupu pro kompenzaci posturálních výchylek. Zádrž dechu je výhodnou kontrolou dechu při vysokých posturálních nárocích, jak ukazují studie zabývající se vzpíráním (Hagins, 2004) (McGill, 2007b) Zádrž dechu po nádechu vytváří signifikantně vyšší hodnoty IAP (a má zároveň nevyšší objem vzduchu v plicích) než zádrž dechu po výdechu, nadechování - vydechování i než při přirozeném dechu. (Hagins, 2004) Pro nižší posturální nároky na organismus, jako byl impulz do hrudníku ve studii Massery (2013) ale zádrž dechu po max. nádechu nebyla nejvýhodnější dechovou situací pro efektivnější dynamickou posturální stabilizaci těla, ale dynamická dechová varianta. Stejně tak v našem experimentu manévr max. N hold nezlepšil dynamickou posturální stabilizaci systému při translační posturální výchylce.

Stejně tak manévry FRC open a closed nebyly nejefektivnější dechovou variantou pro stabilizaci těla při translačních výchyilkách opěrné plochy. FRC closed má stejné postavení hlasivek jako manévr max. N hold (uzavřená glottis), ale liší se objemem vzduchu v plicích, přičemž zadržuje v plicích asi o polovinu menší objem vzduchu než max. N hold. (Massery, 2013) Zároveň se odlišují v postavení hrudníku, kdy max. N hold udržuje hrudník v nádechovém postavení při souběžné aktivaci primárních

i akcesorních nádechových svalů, a naopak při manévru FRC closed je hrudník v přirozeném výdechovém postavení a část dýchacích svalů není aktivována. Jak vyjadřuje Massery (2013), vnitřní elastické zpětné síly plic se rovnají vnějším silám stěny hrudníku, takže dýchací svaly nevyvíjejí sílu pro udržení této polohy. Max. N hold generuje vyšší IAP než FRC closed (Hagins, 2004), přičemž by i stabilita trupu při tomto manévru měla být nižší, a tak ovlivnit i celkovou stabilitu těla. Při našem měření byl efektivnější manévr max. N hold (průměrná latence 129,7 ms) než FRC closed (130,5 ms), ale rozdíl byl statisticky zanedbatelný.

FRC open a normální dech představují dechové manévry s otevřenými hlasivkami, přičemž normální dech je přirozenou kontrolou dechu, bez našeho volního úsilí, naopak FRC open klade nároky na volní udržení otevřených dýchacích cest. (Massery, 2013) Zároveň oba manévry pracují s nízkými objemy vzduchu v plicích. Normální dýchání je dynamický manévr, FRC open manévr statický. FRC open by měl dle našich úvah představovat variantu, která zhoršuje stabilitu trupu, protože při něm nedochází k aktivaci části svalů trupu, viz výše a zároveň hlasivky neuzavřou zeshora dechové cesty a neumožní tak zvýšení IAP, jako při FRC closed a max. N hold. Při našem impulzu však manévr FRC open vykazoval druhé nejrychlejší průměrné latence (129,4 ms), po něm následovalo počítání a max. N hold (129,7 ms), FRC closed (130,5 ms) a normální dech (131,2 ms). Rozdíly mezi latencemi daných manévrů jsou ale příliš malé pro statisticky významná tvrzení. Pravděpodobně představují dané manévry (kromě „Ah“, viz výše) pro posturální systém příliš malé disturbační stimuly, aby se jejich vliv významně promítl do posturální kontroly pomocí automatických posturálních reakcí.

Automatické posturální reakce jsou první obrannou linií proti ztrátě rovnováhy a pádu a senzomotorické vstupy jsou zásadní pro tento typ posturální kontroly. Jejich pomocí dochází k detekování instability a iniciování vhodné svalové odpovědi v rámci motorického programu, v koordinaci s ostatními silami působícími na lidské tělo. (Bizovská, 2017) Předpokládali jsme, že různé typy dýchání/fonace by mohly ovlivnit tyto prvotní rovnovážné reakce, neboť pracují s otevíráním a zavíráním hlasivek, a tak mění poměry tlaků v dutinách trupu a ovlivňují trupovou stabilizaci, která přispívá stabilizaci celkové. Systém přitom dostává odlišné exteroceptivní a propioceptivní informace z oblasti trupu, krku. Posturální systém je vyzýván čelit změnám

respiračním nárokům, přičemž Hodges (2001b) zjistil, že dojde-li při dýchání ke změně poměrů dýchacích plynů v krvi ve prospěch CO₂, upřednostní systém zajištění dýchání před udržením rovnováhy. V naší studii se tento vliv mohl také projevit, neboť statické dechové manévry (FRC closed/ open, max. N hold) bylo třeba udržet po dobu 20 s. Probandi při nich více pociťovali potřebu se nadechnout/vydechnout, muselo zde docházet ke změnám v poměru dýchacích plynů a narušení homeostázy. Následkem mohla být zhoršená stabilizace při těchto manévrech. Také ke konci manévru „Ah“ mohlo k tomuto efektu dojít, ale ve výsledném dopadu na hodnoty latencí se tento vliv v naší studii neprojevil.

Čtvrtá otázka zněla takto: Při jaké velikosti a směru impulzu (výchyly) a jakém nastavení hlasivek nastane největší efektivita dynamické posturální stabilizace (nejkratší hodnota latence) při translačním posunu silové desky v A-P směru?

H4: Předpokládáme, že nejefektivnější dynamická stabilizace stoje nastane při výchylce dozadu (L impulz) s částečně otevřenými hlasivkami („Ah“, „počítání“)

Tuto hypotézu jsme nepotvrdili. Bereme – li v potaz společně směr výchyly, intenzitu i dechové varianty, nastala nejefektivnější dynamická stabilizace stoje při střední výchylce při pohybu desky vzad při manévru max. N hold (121,6 ms). Jestliže se díváme na tyto tři vlivy společně, nenacházíme jednoznačné společné tendence mezi těmito proměnnými. Při porovnání dvou proměnných, a to směru výchyly a intenzity a intenzity a dechového manévru jsme však našli níže uvedené tendence.

Směr translačního pohybu podložky ovlivňoval závislost hodnot latence na intenzitě výchyly. Zatímco u pohybu vpřed je intenzita výchyly rozhodující (čím větší výchylka, tím rychlejší reakce), pro pohyb podložky vzad jsme tento vzor nepozorovali. Jestliže translační výchylka vpřed způsobuje větší nestabilitu stoje, kvůli limitované zadní oporné bázi chodidla (Chen, 2014), předpokládáme, že větší intenzity anteriorních vychylek vychýlí tělo více k okraji zadní oporné plochy a způsobí ještě větší nestabilitu systému, přičemž korekční odpověď na výchylku s větší intenzitou bude muset nastat dříve, aby nedošlo k pádu. Při obnovování stability po translaci vzad je BS před osami hlezenních kloubů a m. triceps surae se tak může aktivovat a využít při obnově rovnováhy svoji výraznější sílu, než které je schopen m. tibialis anterior, aktivující se při vychýlení vpřed. (Vařeka, 2002b) Rozličným intenzitám vychylek je tak

pravděpodobně schopen odolávat s podobnou rychlostí své aktivace, ale s vyšší amplitudou. EMG měření jsme ale neměli při našem experimentu k dispozici.

Při srovnání vlivu intenzit a dechových manévru na hodnoty latence můžeme říci, že fonační manévry s částečně otevřenými hlasivkami snižují velikosti latencí u L a M intenzit destabilizačních impulzů, u malé výchylky pouze manévr „Ah“. Nejeftektivnější je tedy střední modulace hlasivek při manévru „Ah“ pro všechny intenzity impulzů, resp. tento manévr generuje nejnížší latence. Tyto výsledky zpřesňují předešlá zjištění, viz výše, kde jsme však nebrali v potaz vliv intenzit daných výchylek.

V našem výzkumu jsme se primárně zaměřili na zkoumání vztahů parametru latence, zajímavým výsledkem je ale také korelace parametrů Strength symmetry a Weight symmetry, které přístroj Smart EquiTest měří ($r = 0.15$, Pearsonův korelační test $p = 9e-05$). Strength Symmetry indikuje relativní sílu odezvy obou dolních končetin během aktivní odezvy pacienta na výchylku, Weight symmetry rozložení váhy na dolních končetinách. Výsledek nám tedy říká, že pokud nohu více zatěžujeme, musí kompenzačně vytvořit větší sílu.

Dále jsme zjistili, že Weight symmetry ovlivňuje rozdíly latencí mezi pravou a levou nohou. Pokud je větší váha na pravé noze, reaguje daná noha rychleji (korelační koeficient $r = 0.064$, Pearsonův korelační test $p = 0.094$). Tato závislost však není signifikantní. K jejímu případnému prokázání by bylo potřeba zvýšit množství probandů.

V našem experimentu signifikantně neovlivňoval věk ani pohlaví jedinců hodnoty latence. Vysvětlení věkové indiference vidíme v tom, že náš výzkumný soubor byl věkově příliš úzký na to, aby se projevil vliv stárnutí na hodnoty latencí. Testovaní jedinci byli ve věku 20-40 let, přičemž jejich průměrný věk byl 29 let.

Senzomotorická kontrola a výkon statické rovnováhy klesají v důsledku stárnutí a patologií, a toto zhoršení se odráží na výsledcích experimentů aplikujících posturální výchylky. Stárnutí a různá omezení pomocí úkolů významně ovlivňují reakce na tyto výchylky. Předpokládá se, že přibližně 50% všech pádů je způsobeno náhlými pohyby opěrné plochy, zakopnutím, uklouznutím nebo jinými vnějšími výchylkami, které ovlivňují posun CoM nad opornou plochou (BS). Zatímco zdravý senzorický systém je schopen překonat výchylku rychlou a přesnou svalovou odpovědí, u mnoha

starších dospělých je tato účinnost snížena a reakce na výchylku mohou být zpožděné nebo nevhodné. (Dettmer, 2016)

8 ZÁVĚR

Zkoumání posturální stability je současným významným tématem kineziologie. Její poznatky jsou dále aplikovány v rehabilitačním i sportovním odvětví, přičemž jsou tyto vědomosti důležité zejména pro rehabilitaci poruch rovnováhy a v prevenci pádů. Odhaduje se, že 50% všech pádů je způsobeno náhlými pohyby opěrné plochy, zakopnutím, uklouznutím nebo jinými vnějšími výchyly, které mají dopad na posun těžiště nad plochou opory. V posturografickém výzkumu dynamické posturální stability jsou tyto externí impulzy imitovány náhlým translačním pohybem opěrné plochy, která vychyluje jedince z rovnováhy (translace silové desky v různých směrech). Takovéto impulzy představují pro organismus destabilizaci, která vyvolá odpovědi pomocí primárních posturálních reakcí. Tyto reakce nejsou pod naší volní kontrolou, představují první obrannou balanční linii organismu, přičemž nejde o jednoduché stereotypní reflexní reakce, jako je např. reflex Achillovy šlachy. Primární posturální reakce jsou součástí posturální kontroly, představující neurální mechanismus, který je schopen detekovat (feedback) instabilitu a iniciovat vhodnou svalovou odpověď v rámci motorického programu, v koordinaci s ostatními silami působícími na lidské tělo. Řadí se pod tzv. reaktivní posturální stabilitu. Automatické posturální reakce hodnotíme parametrem latence, který udává rychlost korekční odpovědi na vychylující impuls v rozmezí 70-180 ms.

Automatické odpovědi závisí na směru, rychlosti i amplitudě výchyly, začáteční poloze, zkušenosti jedince i na realizovaném úkolu. Posturální kontrolu ovlivňují informace ze zrakového a vestibulárního aparátu, propioceptivních a kožních receptorů, přičemž propiocepce hraje důležitou roli v posturální kontrole při stožení na stabilním povrchu. Právě propioceptivní informace z dolních končetin jsou považovány za hlavní spouštěče rovnováhy. Ukazuje se však, že informace ze svalů abdominálních, resp. hlubokých krčních svalů, by mohly mít také vliv na iniciaci rovnovážných reakcí. Tyto svaly generují stejně rychlé odpovědi jako svaly kolem kotníků a mohly by tak také patřit mezi prvotní spouštěče posturálních reakcí.

Pro udržování stability stoje jsou důležité jak svaly dolních končetin, tak trupu. Trup je významnou křižovatkou informací a průsečíkem většiny kinematických řetězců.

Trupová stabilizace je důležitou součástí stabilizace celkové, svaly trupu zajišťují respiraci a zároveň pomáhají při udržování rovnováhy.

Stabilizační funkce trupu je umožněna kontrakcí jeho svalů a vytvářením tlaků v jeho dutinách. Tlak v dutinách trupu je ovlivňován také funkcí hlasivkových struktur, které fungují jako jeho horní „uzávěr“. Při zkoumání stabilizační funkce trupu však tomuto faktu bylo doposud věnováno minimum prostoru.

Massery (2013) se poprvé zaměřila na zkoumání vlivu dechové kontroly, resp. vlivu glottálních struktur na dynamickou stabilitu trupu a stoje při malých posturálních nárocích. Zjistila, že střední modulace hlasivek je její nejefektivnější formou při odolávání organismu malým posturálním výchylkám (vychýlení hrudníku). Naše studie na experiment Massery (2013) navazuje a zkoumá vliv modulace hlasivek na dynamickou stabilizaci těla při odlišném impulzu, translačním posunu oporné plochy v A-P směru ve třech různých intenzitách. Tento impulz vyvolává reakce organismu na základě automatických posturálních reakcí. Zkoumáme tedy, zda modulace dechu bude mít vliv na tento řídicí mechanismus. Massery (2013) zkoumala také reaktivní odpověď posturálního systému, nevíme však, jaké jeho složky se při vyrovnávání výchylek uplatňovaly. Námí využitý MCT protokol přístroje Smart EquiTest hodnotil právě automatické posturální reakce pomocí hodnot latence.

Oproti výsledkům Massery et al. (2013) ovlivňoval směr našich impulzů reakce posturálního systému. Translační výchylka vzad generovala signifikantně rychlejší korekční odpovědi než výchylka vpřed (t-test, $p < 1e-16$), neboť představuje větší stabilizační výzvu pro organismus. Při translaci vpřed čelí systém větší nestabilitě kvůli limitované opěrné bázi, zároveň tento impulz vyvolává rozdílnou kinematickou odpověď než impulz vzad, odlišné smykové síly i točivé momenty vyvolané v kloubech. Rychlost reakční odpovědi je tak delší, než při výchylce vzad. Zároveň při translaci vzad organismus využívá silného moment síly m. triceps surae, který se ve zkoumaných studiích vždy aktivoval jako první. Další svaly, které se při výchylce vzad tak časně aktivovaly, byly svaly abdominální a flexory krku. Při posteriorním translačním pohybu opěrné plochy navíc dochází k rychlejšímu vytvoření IAP a rychlejšímu dosažení jeho maxima, jež pomáhá rychlejší stabilizaci osového orgánu a tak i stabilitě celého těla.

Také intenzita výchylek ovlivňovala hodnoty latencí automatických posturálních reakcí. Nejrychlejší reakce (nejkratší latence) generovaly impulzy s největší intenzitou

(L výchylka), nejpomalejší reakce impulzu s malou intenzitou (S výchylka). U výchylky vpřed byly rozdíly signifikantní (t-test, $p = 4e-05$ pro rozdíl mezi nejmenším a největším impulzem), rychlost reakce na translaci vzad byla ve všech intenzitách téměř shodná (125.3 ms, 125.2 ms, 125.6 ms; $p = 0.83$). Intenzita výchylky může být dána více parametry, jako je amplituda, rychlost, zrychlení, doba trvání impulzu aj. V našem experimentu byla dána rozdílným trváním výchylky, amplitudou kalibrovanou dle výšky jedince, úhlovou rychlostí a konstantou pro odpovídající výkyv jedince. Referenční hodnoty latence přístroje Smart EquiTest souhlasí s našimi výsledky, jelikož vykazují nepřímou závislost latencí na intenzitě výchylky. Tuto závislost ukazují i studie Nonnekese (2013), kdy se zvyšující se amplitudou výchylky docházelo ke snižování svalové latence, přičemž tato redukce byla signifikantně větší při výchylce plošiny vpřed. Obecně se předpokládá, že zvýšená rychlost impulzu činí větší nároky na systém posturální kontroly a tak i na aktivní svalovou odpověď (Horak, 1986) (Diener, 1988) Nonnekes (2013) zjistil, že i zvýšená amplituda výchylky činí větší nároky na stabilizaci a systém odpoví sníženou hodnotou latence, neboli vyvolá rychlejší odpověď na vychýlení, aby nedošlo k pádu. Při translaci vpřed jsou rozdíly latencí při malé a velké výchylce signifikantní pravděpodobně z důvodu obtížnějšího stabilizování této výchylky díky biomechanickým omezením, jako je menší zadní oporná plocha aj., jež kladou na stabilizační systém větší nároky. Větší intenzita tak podle nás bude vyvolávat výrazně větší výchylky.

Důležitým výsledkem naší studie je také zjištění, že dechové varianty mají určitý vliv při stabilizačním procesu po vychýlení těla translačním pohybem opěrné plochy, neboli vliv na automatické posturální reakce. Výsledky sice nejsou statisticky signifikantní, ale byla prokázána zajímavá tendence, která částečně korelovala s výsledky studie Massery et al. (2013), i přes zkoumání odlišných destabilizujících impulzů. Naše výsledky ukázaly vliv fonačního manévru „Ah“ na hodnotu latencí. Zjistili jsme, že fonace „Ah“ zkracuje latence, resp. vykazuje nejrychlejší reakci (nejnižší průměrnou latenci) ve srovnání s ostatními dechovými variantami. Tato tendence je na hranici signifikance (jednostranný t-test, $p = 0.049$).

Massery (2013) ve své studii prokázala, že nejefektivnějším dechovým manévrem je právě „Ah“ a zároveň „počítání“, s částečně otevřenými hlasivkami. Hlasivky modulují proud vydechovaného vzduchu, vytvářejí rezistenci v dechových cestách a svaly trupu

pracují proti tomuto odporu. Hlasivkový aparát ovlivňuje tvorbu ITP i IAP a pomáhá tak stabilizaci trupu. Massery (2013) i my jsme zjistili, že tato dynamická modulace hlasivek nejvíce přispívá stabilizaci systému po vychýlení hrudníku, resp. opěrné plochy translací. Při námi aplikovaném impulzu však druhá fonační varianta s částečně otevřenými hlasivkami („počítání“) tento efekt neprokázala. Předpokládáme, že se zde mohl promítnout vliv délky testování (20 s, kdy jedinec nefonoval pouze na jedno nadechnutí a výchylka mohla proběhnout i v nádechu) a různorodost stereotypu dýchání při „počítání“, jelikož je tato varianta přirozenou formou fonace a může vykazovat odlišné tvorby pauz, přítomnost přidechování atd. Zároveň není nutné se na ni tolik soustředit. Přínosné by bylo zjištění svalových souher pomocí EMG.

Náš výzkum se snažil o přinesení dalších poznatků do posturálního výzkumu, přičemž si ale uvědomujeme, že je potřeba dalších studií pro potvrzení či vyvrácení objevených tendencí i signifikantních výsledků. Zajímavé rozšíření výzkumu vidíme v přidání EMG měření svalů trupu pro zkoumání svalových synergií při dýchání v momentu výchylky nebo zavedení nazogastrické sondy s převodníkem tlaku pro objasnění změn tlaků při výchylkách a daných manévrech. Dalším možným předmětem zkoumání by mohlo být zjištění, zda mají objemy vzduchu v plicích vliv na hodnoty latencí při korekční odezvě organismu.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ALLUM, J.H.J., B.R. BLOEM, M.G. CARPENTER, M. HULLIGER a M. HADDERS-ALGRA, 1998a. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait & Posture* [online]. **8**(3), 214-242 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/S0966-6362(98)00027-7. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636298000277>
2. ALLUM, J. a F. HONEGGER, 1998b. Interactions between vestibular and proprioceptive inputs triggering and modulating human balance-correcting responses differ across muscles. *Experimental Brain Research* [online]. **121**(4), 478-494 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1007/s002210050484. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s002210050484>
3. ARJMAND, N. a A. SHIRAZI-ADL, 2006. Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. *European Spine Journal* [online]. **15**(8), 1265-1275 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1007/s00586-005-0012-9. ISSN 0940-6719. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00586-005-0012-9>
4. BALANCE MANAGER® SYSTEMS, , 2013. *Computerized Dynamic Posturography. Clinical Interpretation Guide*. Seattle, WA: Natus Medical Incorporated.
5. BARTELNÍK, D.L., 1957. The role of abdominal pressure in relieving the pressure of the lumbar intervertebral disc. *Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*. [online]. **39**-(4), 718-725 [cit. 2019-08-16]. Dostupné z: <https://online.boneandjoint.org.uk/doi/pdf/10.1302/0301-620X.39B4.718>
6. BEARN, J.G., 2004. The Significance of The Activity of The Abdominal Muscles in Weight Lifting. *Cells Tissues Organs* [online]. **45**(1-2), 83-89 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1159/000141741. ISSN 1422-6405. Dostupné z: <https://www.karger.com/Article/FullText/141741>
7. BIZOVSKÁ, Lucia, Miroslav JANURA, Marcela MÍKOVÁ a Zdeněk SVOBODA, 2017. *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení* [online]. 1. vydání. Univerzita Palackého v Olomouci: Univerzita Palackého v Olomouci [cit. 2019-

- 06-30]. ISBN 978-80-244-5260-9. Dostupné z: https://books.google.cz/books/about/Rovnov%C3%A1ha_a_mo%C5%BEnosti_jej%C3%ADho_hodnocen.html?id=aVNMDwAAQBAJ&printsec=frontcover&source=kp_read_button&redir_esc=y#v=onepage&q&f=false
8. BLOEM, B.R., J.H.J. ALLUM, M.G. CARPENTER a F. HONEGGER, 2000. Is lower leg proprioception essential for triggering human automatic postural responses?. *Experimental Brain Research* [online]. **130**(3), 375-391 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1007/s002219900259. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s002219900259>
 9. BORDONI, Bruno a ZANIER, 2013. Anatomic connections of the diaphragm influence of respiration on the body system. *Journal of Multidisciplinary Healthcare* [online]. **6**, 281–291 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.2147/JMDH.S45443. Dostupné z: <http://www.dovepress.com/anatomic-connections-of-the-diaphragm-influence-of-respiration-on-the--peer-reviewed-article-JMDH>
 10. CRESSWELL, A., H. GRUNDSTROM a A. THORSTENSSON, 1992. Observations on intra-abdominal pressure and patterns of abdominal intramuscular activity in man. *Acta Physiologica Scandinavica* [online]. **144**(4), 409-418 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1992.tb09314.x. ISSN 00016772. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1748-1716.1992.tb09314.x>
 11. ČIHÁK, Radomír, 2011-2016. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3817-8.
 12. ČUMPELÍK, J., 2017. Vztah mezi Posturou a Dýcháním. *Umění Fyzioterapie*. **2**(4), 53-63. ISSN ISSN 2464-6784.
 13. DAGGFELDT, K. a A. THORSTENSSON, 1997. The role of intra-abdominal pressure in spinal unloading. *Journal of Biomechanics* [online]. **30**(11-12), 1149-1155 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/S0021-9290(97)00096-1. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929097000961>

14. DE TROYER, A., M. ESTENNE, V. NINANE, D. VAN GANSBEKE a M. GORINI, 1990. Transversus abdominis muscle function in humans. *Journal of Applied Physiology* [online]. **68**(3), 1010-1016 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1152/jappl.1990.68.3.1010. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.1990.68.3.1010>
15. DETTMER, Marius, Amir POURMOGHADDAM, Beom-Chan LEE a Charles S. LAYNE, 2016. Do Aging and Tactile Noise Stimulation Affect Responses to Support Surface Translations in Healthy Adults?. *Current Gerontology and Geriatrics Research* [online]. **2016**(2016), 1-9 [cit. 2019-08-05]. DOI: 10.1155/2016/2941964. ISSN 1687-7063. Dostupné z: <http://www.hindawi.com/journals/cggr/2016/2941964/>
16. DIENER, H., F. HORAK a L. NASHNER, 1988. Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology* [online]. **59**(6), 1888-1905 [cit. 2019-07-10]. DOI: 10.1152/jn.1988.59.6.1888. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.1988.59.6.1888>
17. DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada. ISBN 9788024716480.
18. ENOKA, Roger, 2015. *Neuromechanics of human movement*. Fifth edition. Champaign, IL: Human Kinetics. ISBN 978-145-0458-801.
19. GRIGG, Peter, 1994. Peripheral Neural Mechanisms in Proprioception. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **3**(1), 2-17 [cit. 2019-06-30]. Dostupné z: <https://sci-hub.tw/10.1123/jsr.3.1.2>
20. GRILLNER, Sten, Johnny NILSSON a Alf THORSTENSSON, 1978. Intra-abdominal pressure changes during natural movements in man. *Acta Physiologica Scandinavica* [online]. **103**(3), 275-283 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1978.tb06215.x. ISSN 00016772. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1748-1716.1978.tb06215.x>
21. GRUNEBERG, C., B.R. BLOEM, F. HONEGGER a J.H.J. ALLUM, 2004. The influence of artificially increased hip and trunk stiffness on balance control in man. *Experimental Brain Research* [online]. **157**(4), 472-485 [cit. 2019-07-17].

DOI: 10.1007/s00221-004-1861-x. ISSN 0014-4819. Dostupné z:
<http://link.springer.com/10.1007/s00221-004-1861-x>

22. HAGINS, Marshall, Markus PIETREK, Ali SHEIKHZADEH, Margareta NORDIN a Kenneth AXEN, 2004. The Effects of Breath Control on Intra-Abdominal Pressure During Lifting Tasks. *Spine* [online]. **29**(4), 464-469 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1097/01.BRS.0000092368.90019.D8. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00007632-200402150-00021>
23. HENRY, Sharon, Joyce FUNG a Fay HORAK, 1998. EMG Responses to Maintain Stance During Multidirectional Surface Translations. *Journal of Neurophysiology* [online]. **80**(4), 1939-1950 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1152/jn.1998.80.4.1939. ISSN 0022-3077. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.1998.80.4.1939>
24. HODGES, Paul, Andrew CRESSWELL, Karl DAGGFELDT a Alf THORSTENSSON, 2001a. In vivo measurement of the effect of intra-abdominal pressure on the human spine. *Journal of Biomechanics* [online]. **34**(3), 347-353 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/S0021-9290(00)00206-2. ISSN 00219290. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929000002062>
25. HODGES, Paul, Inger HEIJNEN a Simon GANDEVIA, 2001b. Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *The Journal of Physiology* [online]. **537**(3), 999-1008 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2001.00999.x. ISSN 0022-3751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-7793.2001.00999.x>
26. HODGES, Paul, Andrew CRESSWELL a Alf THORSTENSSON, 2004. Intra-abdominal pressure response to multidirectional support-surface translation. *Gait & Posture* [online]. **20**(2), 163-170 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2003.08.008. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636203001231>
27. HODGES, Paul, Simon GANDEVIA a Carolyn RICHARDSON, 1997a. Contractions of specific abdominal muscles in postural tasks are affected by respiratory maneuvers. *Journal of Applied Physiology* [online]. **83**(3), 753-760

- [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1152/jappl.1997.83.3.753. ISSN 8750-7587.
Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.1997.83.3.753>
28. HODGES, P., J. BUTLER, D. MCKENZIE a S. GANDEVIA, 1997b. Contraction of the human diaphragm during rapid postural adjustments. *The Journal of Physiology* [online]. **505**(2), 539-548 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1111/j.1469-7793.1997.539bb.x. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-7793.1997.539bb.x>
29. HODGES, Paul a Carolyn RICHARDSON, 1997c. Contraction of the Abdominal Muscles Associated With Movement of the Lower Limb. *Physical Therapy* [online]. **77**(2), 132-142 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1093/ptj/77.2.132. ISSN 0031-9023. Dostupné z: <https://academic.oup.com/ptj/article/2633127/Contraction>
30. HODGES, Paul a Simon GANDEVIA, 2000a. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology* [online]. **89**(3), 967-976 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1152/jappl.2000.89.3.967. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.2000.89.3.967>
31. HODGES, Paul a S. GANDEVIA, 2000b. Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *The Journal of Physiology* [online]. **522**(1), 165-175 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00165.xm. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-7793.2000.t01-1-00165.xm>
32. HODGES, P.W., R. SAPSFORD a L.H.M. PENGEL, 2007. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourology and Urodynamics* [online]. **26**(3), 362-371 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1002/nau.20232. ISSN 07332467. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/nau.20232>
33. HORAK, F. a L. NASHNER, 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology* [online]. **55**(6), 1369-1381 [cit. 2019-06-30]. DOI:

10.1152/jn.1986.55.6.1369. ISSN 0022-3077. Dostupné z:
<http://www.physiology.org/doi/10.1152/jn.1986.55.6.1369>

34. HUGHES, MA, ML SCHENKMAN, JM CHANDLER a SA STUDENSKI, 1995. Postural responses to platform perturbation: kinematics and electromyography. *Clinical Biomechanics* [online]. **10**(6), 318-322 [cit. 2019-07-14]. DOI: 10.1016/0268-0033(94)00001-N. ISSN 02680033. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/026800339400001N>
35. HUGHEY, Lucinda a Joyce FUNG, 2005. Postural responses triggered by multidirectional leg lifts and surface tilts. *Experimental Brain Research* [online]. **165**(2), 152-166 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1007/s00221-005-2295-9. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00221-005-2295-9>
36. CHEN, Chiung-Ling, Shu-Zon LOU, Hong-Wen WU, Shyi-Kuen WU, Kwok-Tak YEUNG a Fong-Chin SU, 2014. Effects of the type and direction of support surface perturbation on postural responses. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. **11**(1), 50 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1186/1743-0003-11-50. ISSN 1743-0003. Dostupné z: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-11-50>
37. JACOBS, J. a F. HORAK, 2007. Cortical control of postural responses. *Journal of Neural Transmission* [online]. **114**(10), 1339-1348 [cit. 2019-08-03]. DOI: 10.1007/s00702-007-0657-0. ISSN 0300-9564. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00702-007-0657-0>
38. KESHNER, E., M. WOOLLACOTT a B. DEBU, 1988. Neck, trunk and limb muscle responses during postural perturbations in humans. *Experimental Brain Research* [online]. **71**(3), 455-466 [cit. 2019-07-14]. DOI: 10.1007/BF00248739. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF00248739>
39. KESHNER, Emily a John ALLUM, 1990. Muscle Activation Patterns Coordinating Postural Stability from Head to Foot. WINTERS, Jack M., ed. a Savio L-Y. WOO, ed., Jack WINTERS, Savio WOO. *Multiple Muscle Systems* [online]. New York, NY: Springer New York, s. 481-497 [cit. 2019-06-30]. DOI:

- 10.1007/978-1-4613-9030-5_29. ISBN 978-1-4613-9032-9. Dostupné z:
http://link.springer.com/10.1007/978-1-4613-9030-5_29
40. KOCJAN, Janusz, Mariusz ADAMEK, Bożena GZIK-ZROSKA, Damian CZYŻEWSKI a Mateusz RYDEL, 2017. Network of breathing. Multifunctional role of the diaphragm: a review. *Advances in Respiratory Medicine* [online]. **85**(4), 224-232 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.5603/ARM.2017.0037. ISSN 2543-6031. Dostupné z:
https://journals.viamedica.pl/advances_in_respiratory_medicine/article/view/51083
41. KOLAR, P., J. SULC, M. KYNCL, J. SANDA, J. NEUWIRTH, A. BOKARIUS, J. KRIZ a A. KOBESOVA, 2010. Stabilizing function of the diaphragm: dynamic MRI and synchronized spirometric assessment. *Journal of Applied Physiology* [online]. **109**(4), 1064-1071 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1152/jappphysiol.01216.2009. ISSN 8750-7587. Dostupné z:
<http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.01216.2009>
42. KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén. ISBN 9788072626571.
43. KO, Young-Gyu, John CHALLIS a Karl NEWELL, 2001. Postural coordination patterns as a function of dynamics of the support surface. *Human Movement Science* [online]. **20**(6), 737-764 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/S0167-9457(01)00052-5. ISSN 01679457. Dostupné z:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0167945701000525>
44. LEBORGNE, Wendy a Marci ROSENBERG, 2014. *The vocal athlete*. 1 st edition. San Diego,CA: Plural Publishing Inc. ISBN 978-1597564588.
45. LUU, Billy, Julian SABOISKY, Janet TAYLOR, Simon GANDEVIA a Jane BUTLER, 2015. TMS-evoked silent periods in scalene and parasternal intercostal muscles during voluntary breathing. *Respiratory Physiology & Neurobiology* [online]. **216**, 15-22 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/j.resp.2015.05.010. ISSN 15699048. Dostupné z:
<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1569904815001123>

46. MACLARNON, A. a G.P. HEWITT, 1999. The evolution of human speech: The role of enhanced breathing control. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. **109**(3), 341–363 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1002/(sici)1096-8644(199907)109:3<341::aid-ajpa5>3.0.co;2-2. Dostupné z: [https://sci-hub.tw/10.1002/\(sici\)1096-8644\(199907\)109:3%3C341::aid-ajpa5%3E3.0.co;2-2](https://sci-hub.tw/10.1002/(sici)1096-8644(199907)109:3%3C341::aid-ajpa5%3E3.0.co;2-2)
47. MACHÁČKOVÁ, K., K. NEUMANNOVÁ a H KAFKOVÁ, 2017. Posturálně - Respirační Funkce Trupu u Pacientů po Cévní Mozkové Příhodě: Klinické Poznatky. *Umění Fyzioterapie*. **2**(4), 45-51. ISSN ISSN 2464-6784.
48. MASSERY, M., M. HAGINS, R. STAFFORD, V. MOERCHEN a P. HODGES, 2013. Effect of airway control by glottal structures on postural stability. *Journal of Applied Physiology* [online]. **115**(4), 483-490 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1152/jappphysiol.01226.2012. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappphysiol.01226.2012>
49. MASSERY, Mary, 2006. Multisystem Clinical Implications of Impaired Breathing Mechanics and Postural Control. FROWNFEELTER, Donna a Elizabeth DEAN. *Cardiovascular and Pulmonary Physical Therapy-E-Book: Evidence to Practice* [online]. 5th edition. St. Louis: Elsevier Health Sciences, s. 695-717 [cit. 2019-06-30].
50. MAURER, C., T. MERGNER, B. BOLHA a F. HLAVACKA, 2000. Vestibular, visual, and somatosensory contributions to human control of upright stance. *Neuroscience Letters* [online]. **281**(2-3), 99-102 [cit. 2019-06-30]. Dostupné z: [https://sci-hub.tw/10.1016/s0304-3940\(00\)00814-4](https://sci-hub.tw/10.1016/s0304-3940(00)00814-4)
51. MCGILL, S. a R. NORMAN, 2007a. Reassessment of the role of intra-abdominal pressure in spinal compression. *Ergonomics* [online]. **30**(11), 1565-1588 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1080/00140138708966048. ISSN 0014-0139. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00140138708966048>
52. MCGILL, S., R. NORMAN a M. SHARRAT, 2007b. The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics* [online]. **33**(2), 147-160 [cit. 2019-06-30]. DOI:

10.1080/00140139008927106. ISSN 0014-0139. Dostupné z:
<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00140139008927106>

53. MESQUITA MONTES, António, João BAPTISTA, Carlos CRASTO, Cristina DE MELO, Rita SANTOS a João VILAS-BOAS, 2016. Abdominal muscle activity during breathing with and without inspiratory and expiratory loads in healthy subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. **30**, 143-150 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.07.002. ISSN 10506411. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1050641116300797>
54. MONTEAU, R. a G. HILAIRE, 1991. Spinal respiratory motoneurons. *Progress in Neurobiology* [online]. **37**(2), 83-144 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/0301-0082(91)90024-U. ISSN 03010082. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/030100829190024U>
55. MOORE, S., D. RUSHMER, S. WINDUS a L. NASHNER, 1988. Human automatic postural responses: responses to horizontal perturbations of stance in multiple directions. *Experimental Brain Research* [online]. **73**(3), 648-658 [cit. 2019-08-13]. DOI: 10.1007/BF00406624. ISSN 0014-4819. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF00406624>
56. MORTOLA, Jacopo, 2019. How to breathe? Respiratory mechanics and breathing pattern. *Respiratory Physiology & Neurobiology* [online]. **261**, 48-54 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/j.resp.2018.12.005. ISSN 15699048. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1569904818303161>
57. NACHEMSON, Alf, Gunnar ANDERSSON a Albert SCHULTZ, 1986. Valsalva Maneuver Biomechanics. *Spine* [online]. **11**(5), 476-479 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1097/00007632-198606000-00015. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00007632-198606000-00015>
58. NASHNER, Lewis a Gin MCCOLLUM, 1985. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences* [online]. **8**(1), 135-150 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1017/S0140525X00020008. ISSN 0140-525X. Dostupné z: https://www.cambridge.org/core/product/identifier/S0140525X00020008/type/journal_article

59. NEUROCOM® BALANCE MANAGER®. 2014. *Clinical Operation Guide*. Seattle, WA: Natus Medical Incorporated.
60. NONNEKES, J., A. SCOTTI, L.B. OUDE NIJHUIS, K. SMULDERS, A. QUERALT, A.C.H. GEURTS, B.R. BLOEM a V. WEERDESTEYN, 2013. Are postural responses to backward and forward perturbations processed by different neural circuits?. *Neuroscience* [online]. **245**(15), 109-120 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/j.neuroscience.2013.04.036. ISSN 03064522. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0306452213003618>
61. ORLIKOFF, Robert, 2008. Voice Production during a Weightlifting and Support Task. *Folia Phoniatrica et Logopaedica* [online]. **60**(4), 188-194 [cit. 2019-08-05]. DOI: 10.1159/000128277. ISSN 1421-9972. Dostupné z: <https://www.karger.com/Article/FullText/128277>
62. ÖRTENGREN, R. a G. ANDERSSON, 1977. Electromyographic Studies of Trunk Muscles, With Special Reference to the Functional Anatomy of the Lumbar Spine. *Spine* [online]. **2**(1), 44-52 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1097/00007632-197703000-00005. ISSN 0362-2436. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00007632-197703000-00005>
63. PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, Ingrid, 2010. *Funkce - diagnostika - terapie hlubokého stabilizačního systému*. 1. vyd. Česko: I. Palaščáková Špringrová. ISBN 978-80-254-7736-6.
64. RIMMER, K., G. FORD a W. WHITELAW, 1995. Interaction between postural and respiratory control of human intercostal muscles. *Journal of Applied Physiology* [online]. **79**(5), 1556-1561 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1152/jappl.1995.79.5.1556. ISSN 8750-7587. Dostupné z: <http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.1995.79.5.1556>
65. ROKYTA, Richard, 2016. *Fyziologie*. Třetí, přepracované vydání (první vydání v nakladatelství Galén). Praha: Galén. ISBN 978-80-7492-238-1.
66. RUNGE, C.F, C.L SHUPERT, F.B HORAK a F.E ZAJAC, 1999. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture* [online]. **10**(2), 161-170 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/S0966-6362(99)00032-6. ISSN 09666362. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636299000326>

67. SELL, Timothy, 2012. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. *Physical Therapy in Sport* [online]. **13**(2), 80-86 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/j.ptsp.2011.06.006. ISSN 1466853X. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1466853X11000630>
68. SHUMWAY-COOK, Anne a Marjorie WOOLLACOTT, 2001. *Motor control: theory and practical applications*. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-068-3306-439.
69. SILVA, Marina, Daniel COELHO, Andrea DE LIMA-PARDINI, Alessandra MARTINELLI, Thais BAPTISTA, Renato RAMOS a Luis TEIXEIRA, 2015. Precueing time but not direction of postural perturbation induces early muscular activation: Comparison between young and elderly individuals. *Neuroscience Letters* [online]. **588**, 190-195 [cit. 2019-0-17]. DOI: 10.1016/j.neulet.2015.01.004. ISSN 03043940. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0304394015000099>
70. SLAVÍKOVÁ, Jana, 1997. *Fyziologie dýchání*. Dot. Praha: Karolinum. ISBN isbn807066-658-7.
71. SODERBERG, Gary, 1997. *Kinesiology: application to pathological motion*. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins. ISBN 9780683078510.
72. SUNDBERG, Johan, Rolf LEANDERSON a Curt VON EULER, 1989. Activity relationship between diaphragm and cricothyroid muscles. *Journal of Voice* [online]. **3**(3), 225-232 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1016/S0892-1997(89)80004-9. ISSN 08921997. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0892199789800049>
73. SZTURM, Tony a Bjørg FALLANG, 1998. Effects of varying acceleration of platform translation and toes-up rotations on the pattern and magnitude of balance reactions in humans. *Journal of vestibular research : equilibrium & orientation* [online]. **8**(5), 381-397 [cit. 2019-07-17]. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/Effects-of-varying-acceleration-of-platform-and-on-Szturm-Fallang/a3d43c21731b5b1cf9579b78a5b437bd20fa542c>

74. VAŘEKA, Ivan, 2002a. Posturální stabilita. Část 1: Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství* [online]. **9**(4), 115-121 [cit. 2019-06-30]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1
75. VAŘEKA, Ivan, 2002b. Posturální stabilita. Část 2: Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a Fyzikální lékařství* [online]. **9**(4), 122-129 [cit. 2019-06-30]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087508_Posturalni_stabilita_Cast_2
76. VÉLE, František, 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.
77. WINTER, David, Aftab PATLA a James FRANK, 1990. Assessment of balance control in humans. *Medical Progress through Technology* [online]. Netherlands: Kluwer Academic Publisher, **16**, 31-51 [cit. 2019-06-30]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/cf4d/673debba80ead1197121ba650e50602f8a8d.pdf>
78. ZEDKA, Milan a Arthur PROCHAZKA, 1997. Phasic activity in the human erector spinae during repetitive hand movements. *The Journal of Physiology* [online]. **504**(3), 727-734 [cit. 2019-06-30]. DOI: 10.1111/j.1469-7793.1997.727bd.x. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-7793.1997.727bd.x>
79. ZEMKOVÁ, E., Z. KOVÁČIKOVÁ, M. JELEŇ, K. NEUMANNOVÁ a M. JANURA, 2016. Postural and Trunk Responses to Unexpected Perturbations Depend on the Velocity and Direction of Platform Motion. *Physiological Research* [online]. **65**, 769-776 [cit. 2019-07-17]. Dostupné z: https://www.biomed.cas.cz/physiolres/pdf/65/65_769.pdf

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 – Vyjádření Etické komise FTVS UK

Příloha č. 2 – Vzor Informovaného souhlasu

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

Příloha č. 5 – Zdrojová data – přiložena na CD

Příloha č. 1 – Vyjádření Etické komise FTVS UK

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce, zahrnující lidské účastníky

Název projektu: Vliv řízení průtoku vzduchu hlasivkami na dynamickou stabilizaci stoje

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: únor 2019 - červen 2019

Předkladatel: Bc. Kristýna Rybáčková

Hlavní řešitel: Bc. Kristýna Rybáčková

Místo výzkumu (pracoviště): Laboratoř sportovní motoriky UK FTVS

Vedoucí práce (v případě studentské práce): Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD.

Popis projektu: Praktická část diplomové práce je zaměřena na zhodnocení vlivu řízení průtoku vzduchu hlasivkami na posturální stabilitu stoje. Výzkum bude zpracován pod odborným dohledem Doc. Ing. Moniky Šorfové, PhD., pracovníků Katedry fyzioterapie a Laboratoře biomechaniky extrémních zátěží UK FTVS. Dynamická posturální stabilita bude hodnocena pomocí přístroje Smart EquiTest System společnosti Neurocom ve třech intenzitách posturálních výchylek a během šesti dechových variantách (při průtoku vzduchu skrz otevřené, zavřené a částečně otevřené hlasivky). Pro objektivizaci dechových variant bude použit spirometr, pro objektivizaci časové synchronizace bude pořízen video záznam. Cílem práce je ověřit, zda má řízení průtoku vzduchu dechovými cestami pomocí nastavení hlasivek vliv na dynamickou stabilizaci stoje a jak se vliv liší při různých silných posturálních výchylkách. Následně srovnám výsledky s dostupnými studii na toto téma.

Charakteristika účastníků výzkumu: Předpokládaný počet účastníků je 15-20, ve věkovém rozmezí 20-40 let, z běžné populace. Kontraindikace: z výzkumu budou vyřazeny osoby s respiračními, kardiovaskulárními a neurologickými onemocněními, s akutními i chronickými problémy pohybového aparátu, úrazy a operacemi dolních končetin a páteře a těhotné ženy. Vzhledem k plánovaným aktivitám budou dále vyřazeni vrcholoví sportovci, zpěváci, hráči na dechové nástroje, profesionální řečníci a kuřáci. Řešitel diplomové práce bude vybírat účastníky na základě anamnestických údajů.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: V diplomové práci budou použity neinvazivní metody měření. Výzkum bude zpracován pod odborným dohledem Doc. Ing. Moniky Šorfové, PhD., pracovníků Katedry fyzioterapie a Laboratoře biomechaniky extrémních zátěží UK FTVS. Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu testování. Účastníci budou slovně seznámeni s průběhem měření a následně jim bude vše prakticky ukázáno.

Etické aspekty výzkumu: Výzkum bude probíhat u zletilé části populace. Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Anonymizace osob na videozáznamu bude provedena začerněním/rozmačknutím obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizovaný videozáznam bude bezpečně uchován a po ukončení výzkumu smazán. Videozáznam bude sledovat řešitel diplomové práce a vedoucí práce, Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD. Videozáznam nebude zveřejněn a bude uchován na flash disku. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Informovaný souhlas: příložen

Povinnosti všech účastníků výzkumu na straně řešitele je chránit život, zdraví, důstojnost, integritu, právo na sebeurčení, soukromí a osobní data zkoumaných subjektů, a podniknout k tomu veškerá preventivní opatření. Odpovědnost za ochranu zkoumaných subjektů leží vždy na účastnících výzkumu na straně řešitele, nikdy na zkoumaných, byť dali svůj souhlas k účasti na výzkumu. Všichni účastníci výzkumu na straně řešitele musí brát v potaz etické, právní a regulační normy a standardy výzkumu na lidských subjektech, které platí v České republice, stejně jako ty, jež platí mezinárodně. Potvrzuji, že tento popis projektu odpovídá návrhu realizace projektu a že při jakékoli změně projektu, zejména použitých metod, zašlu Etické komisi UK FTVS revidovanou žádost.

V Praze dne 5. 2. 2019

Podpis předkladatele:

Vyjádření Etické komise UK FTVS

Složení komise: Předsedkyně: doc. PhDr. Irena Parry Martínková, Ph.D.

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem:

dne:

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

razítko UK FTVS

.....
podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2 – Vzor Informovaného souhlasu

UNIVERZITA KARLOVA
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešslavín

INFORMOVANÝ SOUHLA

Vážený pane, vážená paní,
v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce na UK FTVS s názvem „Vliv řízení průtoku vzduchu hlasivkami na dynamickou stabilizaci stoje“, prováděné v Laboratoři sportovní motoriky UK FTVS.

Cílem výzkumu je zhodnotit vliv řízení průtoku vzduchu hlasivkami na dynamickou stabilizaci stoje v běžné populaci.

Pro získání dat budou použity neinvazivní systémy Smart EquiTest System, testující dynamickou posturální stabilitu, spirometr pro snímání průběhu dechových manévrů a zároveň bude pořízen videozáznam pro objektivizaci synchronizace testování. Měření bude probíhat ve stoji při pohybu silové plošiny Smart EquiTest Systemu (s obvyklým jištěním proti pádu) v šesti dechových variantách. Celková délka měření nepřesáhne 60 min. Testování proběhne pouze jednou, pod odborným dohledem Doc. Ing. Moniky Šorfové, PhD., pracovníků Katedry fyzioterapie a Laboratoře biomechaniky extrémních zátěží UK FTVS. Při měření Vám zabezpečíme maximálně možné soukromí.

Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu testování.

Vaše účast v projektu je dobrovolná a nebude finančně ohodnocena.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit v diplomové práci nebo na e-mail adrese: kryb06@hotmail.com

Pokud souhlasíte s účastí ve výzkumu a pořízením video záznamu, uveďte prosím jméno a potvrďte svůj souhlas podpisem. Podpisem zároveň stvrzujete, že netrpíte žádným vážným respiračním, kardiovaskulárním a neurologickým onemocněním, akutními ani chronickými problémy pohybového aparátu, úrazy a operacemi dolních končetin a páteře. Vzhledem k plánovaným aktivitám dále stvrzujete, že nejste kuřák/ kuřačka, těhotná žena, vrcholový sportovec /sportovkyně, zpěvák/ zpěvačka, hráč/ hráčka na dechový nástroj, ani profesionální řečník/ řečnice.

Získaná data budou zpracovávána a bezpečně uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. Anonymizace osob na videozáznamu bude provedena začerněním/rozmazáním obličejů či částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Neanonymizovaný videozáznam bude bezpečně uchován a po ukončení výzkumu smazán. Videozáznam bude sledovat řešitel diplomové práce a vedoucí práce, Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD. Videozáznam nebude zveřejněn a bude uchován na flesh disku. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Kristýna Rybáčková

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Kristýna Rybáčková

Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu.

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka Podpis:

Příloha č. 3 – Seznam obrázků

Obr. č. 1 Schéma principu posturální kontroly (Bizovská, 2017).....	18
Obr. č. 2 Systémové komponenty posturální stability (Bizovská, 2017).....	19
Obr. č. 3 a) Směr tahu břišních svalů u modelu pohybového programu vzpřímení; b) Směr tahu břišních svalů u modelu „core stability“ (Čumpelík, 2017).....	31
Obr. č. 4 Regulace dýchání (Rokyta, 2016)	44
Obr. č. 5 Schéma vibračního pohybu hlasivek – pohled shora (LeBorgne, 2014)	47
Obr. č. 6 Spirometr s obličejovou maskou; a) pohled ze strany; b) pohled zepředu	52
Obr. č. 7 Akcelerometr Kistler (typ 8766A100BB)	55
Obr. č. 8 Set up měření – přístroj Neurocom Smart EquiTest System a propojení se spirometrem	58
Obr. č. 9 Numerické hodnoty MCT protokolu (Balance Manager® Systems, 2013)	60
Obr. č. 10 Fonační manévr „Ah“ (1).....	61
Obr. č. 11 Fonační manévr „Ah“ (2).....	61
Obr. č. 12 Dechový manévr FRC closed (1).....	62
Obr. č. 13 Dechový manévr FRC closed (2).....	62
Obr. č. 14 Dechový manévr FRC open (1)	63
Obr. č. 15 Dechový manévr FRC open (2)	63
Obr. č. 16 Dechový manévr max. N hold (1).....	64
Obr. č. 17 Dechový manévr max. N hold (2).....	64
Obr. č. 18 Dechový manévr „normální dech“ (1)	65
Obr. č. 19 Dechový manévr „normální dech“ (2)	65
Obr. č. 20 Fonační manévr „počítání“ (1).....	66
Obr. č. 21 Fonační manévr „počítání“ (2).....	66
Obr. č. 22 Graf vlivu dechové varianty na průměrnou latenci.....	69
Obr. č. 23 Graf vlivu dechové varianty, intenzity a směru impulzu na průměrnou latenci (ms)	72
Obr. č. 24 Graf poměru sil při reakci na podnět mezi pravou a levou nohou	73
Obr. č. 25 Graf rozdělení váhy mezi pravou a levou nohou	74

Příloha č. 4 – Seznam tabulek

Tabulka č. 1 Plicní objemy a kapacity (Slavíková, 1997).....	51
Tabulka č. 2 Posuny silové desky	53
Tabulka č. 3 Parametry posunů	53
Tabulka č. 4 Úhlová rychlost posunů.....	53
Tabulka č. 5 Definice a instrukce k dechovým manévřům dle Massery et al. (2013)....	57
Tabulka č. 6 Přehled průměrné latence (ms) pro různé směry a intenzity výchylek	68
Tabulka č. 7 Přehled průměrné latence (ms) pro různé dechové varianty	69
Tabulka č. 8 Přehled průměrné latence (ms) pro různé intenzity a varianty dechů	70
Tabulka č. 9 Přehled průměrné latence (ms) pro různé intenzity a varianty dechů (pouze pohyb podložky vpřed)	70
Tabulka č. 10 Přehled průměrné latence (ms) pro různé intenzity a varianty dechů (pouze pohyb podložky vzad).....	71