

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

**KORELACE HODNOCENÍ FUNKČNÍCH POSTURÁLNÍCH
TESTŮ SE SCHOPNOSTÍ AKTIVACE BŘIŠNÍ STĚNY MĚŘENOU
POMOCÍ DIGITÁLNÍCH TLAKOVÝCH SENZORŮ**

Diplomová práce

Bc. et Bc. Martin Stříbrný

Praha 2020

Autor práce: Bc. et Bc. Martin Stříbrný

Vedoucí práce: MUDr. Jakub Jačisko

Oponent práce: doc. MUDr. Alena Kobesová Ph.D.

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Rok obhajoby diplomové práce: 2020

Identifikační záznam:

STRÍBRNÝ M. *Korelace hodnocení funkčních posturálních testů se schopností aktivace břišní stěny měřenou pomocí digitálních tlakových senzorů*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2020. 73 s. Vedoucí diplomové práce MUDr. Jakub Jačisko.

Název práce: Korelace hodnocení funkčních posturálních testů se schopností aktivace břišní stěny měřenou pomocí digitálních tlakových senzorů.

Abstrakt

V teoretické části diplomové práce byla popsána role trupových svalů ve vytváření nitrobřišního tlaku a jejich vliv na posturální stabilizaci. Problematika trupové stabilizace byla rozebrána za fyziologické situace a popsány byly nejčastější patologie funkčně spojené s neadekvátní trupovou stabilizací. Představeny byly současné možnosti hodnocení aktivity břišních svalů a nitrobřišního tlaku.

Metodika práce: Hodnoceno bylo 25 zdravých probandů (průměrný věk 22,4 let, SD ± 1,76) v pěti posturálně odlišných situacích vycházejících ze sedu – test dechového stereotypu, test nitrobřišního tlaku, brániční test, test flexe v kyčelním kloubu a test flexe horních končetin. Testování bylo provedeno prototypem digitálního tlakového senzoru DNS Brace. Výsledné hodnoty tlaku expanze břišní stěny byly korelovány s odpovídajícími posturálními testy dle konceptu DNS, které provedli dva DNS instruktoři s více než pětiletou praxí.

Výsledky práce: Mezi hodnotami tlaku expanze břišní stěny a palpačně hodnocenými posturálními testy byla prokázána statisticky signifikantní korelace ($p = 0,001$ až $0,24$) u čtyř z pěti testovaných pozic. Korelace byla silná v případě bráničního testu ($r = 0,75$ a $0,661$) a střední u ostatních testů ($r = 0,567$ až $0,415$). Pouze u testu dechového stereotypu nebyla u jednoho hodnotitele středně silná korelace ($r = 0,415$) statisticky významná ($p = 0,039$). Střední korelace hodnot tlaku břišní stěny a aspekčního hodnocení ($r = 0,525$) byla statisticky signifikantní pouze v testu flexe horních končetin ($p = 0,007$) a to pouze u jednoho z DNS instruktorů.

Závěr práce: Byla prokázána možnost hodnotit kvalitu trupové stabilizace tlakovým přístrojem DNS Brace. Výsledné hodnoty tlaku expanze břišní stěny korelují s palpačním hodnocením posturální funkce trupových svalů zkušenými DNS instruktory. Představená metoda by do budoucna mohla být využívána během klinického vyšetření především u méně

zkušených terapeutů, k objektivizaci efektu provedené terapie pacientovi nebo k diagnostice trupových dysbalancí.

Klíčová slova: nitrobřišní tlak, trupová stabilizace, objektivizace, funkční posturální testy

Bibliographical record:

STRÍBRNÝ M. *Correlation between clinical evaluation by functional postural tests and ability to activate abdominal wall measured by digital pressure sensors*. Prague: Charles University, 2nd Faculty of Medicine. 2020. 73 s. Supervisor MUDr. Jakub Jačisko.

Title: Correlation between clinical evaluation by functional postural tests and ability to activate abdominal wall measured by digital pressure sensors

Abstract

The theoretical part of the diploma thesis describes the role of abdominal muscles in intra-abdominal pressure and the effect on postural stabilization. The issue of postural stabilization was analyzed in a physiological situation and frequent pathologies related with inadequate postural stabilization have been described. The current possibilities of evaluating the activity of abdominal muscles and intra-abdominal pressure were presented.

Methodology: 25 healthy probands (mean age 22.4 years, SD \pm 1.76) were evaluated in five posturally different situations – breathing stereotype test, intra-abdominal pressure regulation test, diaphragm test, hip flexion test and arm elevation test. Testing was performed with a prototype of the DNS Brace digital pressure sensor. The resulting pressure values of the abdominal wall expansion were correlated with the corresponding postural tests according to the DNS concept, which were performed by two DNS instructors with more than five years of experience.

Results: A statistically significant correlation ($p = 0.001$ to 0.24) between abdominal wall pressure values and palpation-evaluated postural tests was demonstrated in four of the five tested positions. Correlation was strong in diaphragm test ($r = 0.75$ and 0.661) and mean in other tests ($r = 0.567$ to 0.415). Only in the breathing stereotype test, the moderate correlation ($r = 0.415$) was not statistically significant in one evaluator ($p = 0.039$). The mean correlation

between abdominal wall pressure and aspect evaluation ($r = 0.525$) was statistically significant only in the upper limb flexion test ($p = 0.007$) in only one of the DNS instructors.

Conclusion: The possibility to evaluate the quality of postural stabilization with the DNS Brace pressure device was proved. The resulting pressure values of the expanding abdominal wall correlate with the palpation evaluation of the abdominal muscles performed by experienced DNS instructors. The presented method could be used during standard clinical examination, especially with less experienced therapists, to objectify the effect of the performed therapy to the patient or to diagnose postural imbalances.

Keywords: intra-abdominal pressure, postural stabilization, objectification, postural tests

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením MUDr. Jakuba Jačiska, uvedl jsem všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky. Práce ani její část nebyla využita k získání stejného či jiného akademického titulu.

V Praze dne 7. 5. 2020

Bc. et Bc. Martin Stříbrný

Poděkování autora

Na prvním místě bych rád poděkoval MUDr. Jakubu Jačiskovi za cenné rady a připomínky během zpracovávání diplomové práce a za pomoc při řešení technických záležitostí s přístrojem DNS Brace. Dále bych chtěl poděkovat Mgr. Júlii Demekové a Mgr. Elišce Urbářové za cenný čas věnovaný hodnocení probandů do praktické části diplomové práce. V neposlední řadě patří poděkování celé mojí rodině za podporu během celého studia.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	9
ÚVOD	10
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	11
1.1 Trupová stabilizace	11
1.1.1 Posturální motorika	11
1.1.2 Stabilizační systém páteře	12
1.2 Patologické stavy spojené s neadekvátní trupovou stabilizací	21
1.2.1 Diastáza m. rectus abdominis	21
1.2.2 Myoskeletální bolest	22
1.2.3 Low back pain	23
1.3 Hodnocení posturálních funkcí	27
1.3.1 Ultrazvukové hodnocení aktivace břišních svalů	28
1.3.2 Elektromyografie	29
1.3.3 Měření nitrobřišního tlaku	30
1.3.4 Dynamometrie	31
1.3.5 Pressure Biofeedback Unit	31
1.3.6 DNS Brace	32
1.3.7 Posturální testy dle konceptu DNS	33
2 CÍLE PRÁCE	35
3 METODIKA	36
3.1 Charakteristika měřeného souboru	36
3.1.1 Inkluzivní kritéria:	36
3.1.2 Exkluzivní kritéria:	36
3.2 Přístroj DNS Brace	37
3.3 Koncept DNS – instruktoři a posturální testy	38
3.4 Provedení měření	38
3.5 Vyšetřované pozice	40
3.5.1 Test dechového stereotypu	40
3.5.2 Test nitrobřišního tlaku	41
3.5.3 Brániční test	42
3.5.4 Test flexe v kyčelním kloubu	43
3.5.5 Test flexe horních končetin	44
4 VÝSLEDKY	46
4.1 Reliabilita výsledků DNS instruktorů	46
4.2 Korelace DNS Brace a DNS instruktorů	47
4.3 Porovnání posturálních testů	49
5 DISKUZE	51
5.1 Limity práce	55
6 ZÁVĚR	57
LITERÁRNÍ ZDROJE	58
Seznam obrázků	66
Seznam grafů	67
Seznam tabulek	68
Přílohy	69

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

ADL – activities of daily living

BMI – body mass index

CNS – centrální nervová soustava

DNS – Dynamická neuromuskulární stabilizace

DKK – dolní končetiny

HK – horní končetina

ICD-11 – International Classification of Diseases

LBP – low back pain

Lp – bederní páteř

m. – musculus

proc. – processus

ROM – range of motion (rozsah pohybu)

TrA – m. transversus abdominis

ÚVOD

Hodnocení kvality posturální stabilizace má v dnešní rehabilitaci velice důležité místo. Současně dostupné přístrojové hodnocení nitrobřišního tlaku nebo přístrojové stanovení míry aktivace břišních svalů není v klinické praxi příliš využitelné. Proto je důležité kvalitu stabilizačního systému pacienta moci vyšetřit s využitím funkčních posturálních testů. Pravděpodobně nejtypičtější patologií spojenou s nekvalitní trupovou stabilizací je chronická low back pain (LBP). Patogeneze nespecifické chronické LBP je velice komplexní a podílí se na ní také mnoho faktorů psychických a kognitivních. Nezanedbatelný je také vliv životního stylu. Důležitým faktorem při vzniku LBP je porucha funkce svalů stabilizujících páteř (O'Sullivan, 2005). U pacienta s LBP se sekundárně dále zhoršuje kvalita trupové stabilizace. Příkladem může být zhoršení aktivity m. transversus abdominis (TrA). Přítomnost LBP aktivitu tohoto svalu tlumí a/nebo zpožďuje jeho aktivaci (Hodges a kol. 2003b). LBP tak může být současně příčinou i důsledkem poruchy funkce stabilizačních svalů (Nelson-Wong a Callaghan, 2010).

Důležitým mechanismem trupové stabilizace je využití nitrobřišního tlaku v posturální funkci. Intraabdominální tlak vzniká společnou aktivací bránice, břišních svalů a komplexu pánevního dna. Kvalita zapojení břišní stěny v posturálně náročných situacích tedy do jisté míry odráží kvalitu funkce celého stabilizačního systému. Proto tato práce předkládá jednoduchý, neinvazivní a pro pacienta nenáročný způsob jak objektivizovat kvalitu aktivace břišní stěny a tím ohodnotit kvalitu trupové stabilizace. Přístroj DNS Brace měří tlak břišní stěny proti senzorům. Sensory jsou na těle pacienta umístěny v přesně definovaných místech. Tyto oblasti jsou vybrány tak, aby k vyvinutí tlaku proti snímači nestačila pouze izolovaná lokálně provedená kontrakce svalu, ale bylo nutné zvýšit nitrobřišní tlak v rámci celkové posturální koaktivace (Kolář, 2009).

V praktické části diplomové práce bude testováno 25 zdravých probandů ve věku 20 až 25 let pomocí přístroje DNS Brace. Současně budou tito probandi otestováni pomocí subjektivně hodnocených testů dle konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace (DNS), jak byly popsány Kobesovou a kol. (2020). Tyto posturální testy provedou zkušení DNS instruktoři. Cílem práce bude porovnat, jak spolu koreluje subjektivní hodnocení kvality posturální stabilizace s objektivně měřenou mírou aktivace břišní stěny.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Trupová stabilizace

V porovnání se zdravými jedinci, je zajištění trupové stabilizace prováděno odlišně v případě přítomnosti chronické LBP (Maaswinkel a kol., 2016). Z tohoto důvodu bude problematika trupové stabilizace rozebrána samostatně za fyziologické situace a poté ve vztahu k LBP.

1.1.1 Posturální motorika

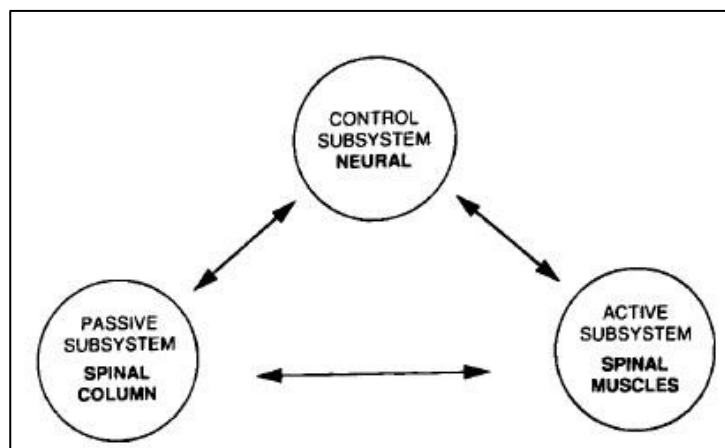
Postura je dle Véleho (2006) definována jako poloha těla vyznačující se určitou konfigurací pohyblivých segmentů. Vojta a Peters (2010) posturu považují za celoživotní nevědomý pochod, automatismus a nezbytný předpoklad pro fyziologickou fázickou hybnost. Veškeré lidské pohyby spočívají v koordinované aktivitě dvou vzájemně se ovlivňujících systémů. Jedná se o plánovanou volní hybnost a podpurnou hybnost kořenovou a axiální. Tyto dva systémy nemohou fungovat jeden bez druhého. Nejjednodušším příkladem spolupráce je fázický pohyb končetin. Před samotným pohybem nejdříve posturální systém vytvoří punctum fixum pro svaly končetiny, které tím mohou vykonat obratnou volní hybnost druhého svalového úponu fungujícího jako tzv. punctum mobile. Aktivita posturálního systému je nastavována z formatio reticularis a další subkortikálních řídicích center. Obratná volní hybnost vykonávající ideokinetické pohyby uchopovacího, manipulativního nebo komunikativního charakteru je řízena přímo z kortikálních motorických center (Kolář, 2009 a Véle, 2006). Posturální stabilizace značí aktivní držení segmentů proti působení zevních sil, které je řízené centrálním nervovým systémem a to ve statických i dynamických pozicích (Kolář, 2006).

Postura je tedy součástí jakékoliv polohy a současně základní podmínkou všech pohybů člověka. To potvrzuje i věta vyslovená R. Magnusem „the posture follows movement like a shadow“, tedy postura doprovází pohyb jako stín. Z hlediska svalové činnosti nejde o statický stav, ale o kontinuální nastavování ideální polohy aktivací svalů s antagonistickou funkcí, které tím stabilizují daný kloub či segment. Tím je umožněno zmiňované aktivní držení pohybových segmentů těla proti působení zevních sil. Nejvýznamnější zevní síla působící na člověka je síla tíhová (Kolář, 2009).

Úkolem posturální motoriky je zajistit provádění pohybu s důrazem na maximalizaci rozložení zatížení kloubních ploch, bránit přetížení všech segmentů a zajistit bezpečnost prováděného pohybu. Těsně před provedením zamýšleného pohybu se nastaví myoskeletální aparát do tzv. atitudy. Atituda je účelově orientovaná poloha, ze které lze vykonat zamýšlený pohyb směrem k ideomotorickému cíli. K nastavení této polohy dochází již při představě vykonání plánovaného cíle. Udržování této výchozí polohy je dynamický a nikoliv statický děj, během kterého jsou jednotlivé segmenty vyvažovány kolem střední polohy. Za běžných podmínek probíhá udržování postury podvědomě, ale při neočekávané náhlé změně podmínek okamžitě vstupuje do vědomí. Neideální nastavení atitudy vede ke zhoršení pohybového projevu a při častém opakování k mikrotraumatům až traumatům. Během vyšetření posturální funkce vycházíme ze srovnání s tzv. ideální posturou, kterou odvozujeme z lidské ontogeneze. Ideální postura je determinována centrálním programem (Kolář, 2009 a Véle, 2006).

1.1.2 Stabilizační systém páteře

Hlavní funkcí stabilizačního systému páteře je zajistit posturální stabilitu odpovídající měnícím se pohybovým požadavkům – statické či dynamické zátěži. Výsledkem je udržení vzpřímené neutrální pozice páteře (Cha a kol., 2017). Dle Panjabiho (1992a) sestává stabilizační systém páteře ze tří vzájemně se ovlivňujících subsystémů – pasivního, aktivního a nervového (viz obr. 1). Pokud jeden z těchto subsystémů přestane správně fungovat, dojde k jedné ze tří možností: jiný subsystém okamžitě a v plné míře kompenzuje vzniklou patologii – důsledkem je normální funkce. Druhou možností je případ, kdy vznikne dlouhodobá adaptace některého ze subsystémů – ústí opět v normální funkci, avšak s již pozměněným stabilizačním systémem. Za třetí: dojde k poranění jedné nebo více komponent (Panjabi, 1992a). To již vede k dysfunkci, která se může projevit například v podobě LBP ke vzniku páteřní deformity – jako je zvýšená lordóza, kyfóza či skolióza, nebo k jiné myoskeletální poruše (Cha a kol., 2017).



Obr. 1: Tři základní subsystémy zajišťující spinální stabilitu. Zdroj: Panjabi, 1992a

Adaptabilita páteřního systému není pouze ve schopnosti reagovat na dysfunkci některé části. Pro případ neobvyklých podmínek zvýšené zátěže má stabilizační systém funkční rezervu, kterou je schopen zvýšit stabilitu páteře na vyšší úroveň než je běžné. Například při nošení těžkého břemene dojde k výrazné současné aktivitě svalů aktivního subsystému (Panjabi, 1992a). Stabilizace za běžných podmínek i během zvýšené zátěže probíhá na nevědomé nebo podvědomé úrovni (Cha a kol., 2017).

1.1.2.1 Pasivní subsystém

Hlavními komponenty tohoto subsystému jsou kloubní pouzdra a ligamenta. Dále sem lze řadit i obratle a meziobratlové disky. Ovlivnění prováděných pohybů se účastní především kloubní pouzdra a ligamenta. Obě struktury nejsou schopny zajišťovat jakoukoliv významnou stabilitu v okolí tzv. neutrální zóny. Omezení pohybu páteře ligamenty nastává až těsně před dosažením maximálního anatomického rozsahu pohybu. Do těchto pozic se však páteř během provádění běžných denních aktivit dostává velice výjimečně. Funkcí pasivního subsystému v ROM neutrální zóny tak není samotné mechanické ovlivňování prováděných pohybů, ale především detekce polohy a pohybů páteře. Registrování propriocepce však spadá spíše do oblasti nervového subsystému, jednotlivé funkční celky jsou tedy významně propojeny (Demoulin a kol., 2007 a Panjabi, 1992a).

Panjabiho koncept neutrální zóny je popisována nejčastěji ve vztahu jednoho obratle vůči druhému. Jedná se o velmi malý rozsah pohybu obratlů, kterému téměř není kladen odpor kostěnými, vazivovými a svalovými strukturami. Vzhledem k principu bariéry lze v pasivním vyšetření s maximální možnou relaxací pacienta neutrální zónu definovat jako oblast pohybu před dosažením fyziologické bariéry. V okolí neutrální zóny se nachází tzv.

elastická zóna. Ta ohraničuje fyziologický rozsah pohybu mezi dvěma páteřními segmenty, ve které již je pohybu kladen odpor pasivními strukturami (Panjabi, 1992b). Rozsah neutrální zóny se zmenšuje úměrně ke zvyšování kompresní síly působící na daný segment (Noguchi, 2015).

Segment nacházející se v neutrální zóně je významně chráněn před přetížením. V případě rozšíření neutrální zóny vzniká nestabilita v segmentu. Adekvátně k rozšíření neutrální zóny se snižuje pasivní podpora pasivního subsystému. Tato ztráta pasivní podpory by měla být kompenzována adekvátní svalovou stabilizací. V opačném případě je úsek zranitelnější a může docházet k mikrotraumatům. Udržování neutrální polohy v kloubech je tudíž vázáno na zdravý nervový systém. Z toho vyplývá, že optimálního udržování neutrální zóny se účastní pasivní, aktivní i nervový subsystém. Komplexním působením všech tří subsystému vzniká dynamická centrace segmentu, která je během všech pohybů neustále udržována. Vyšetření velikosti neutrální zóny je lepším indikátorem páteřní nestability než měření celkového rozsahu pohybu. Odlišným termínem je neutrální pozice, což je termín označující pozici páteře, ve které je celkově vnitřní napětí a svalová aktivita minimální (Kolář, 2009 a Panjabi, 1992b). Neutrální zónu zmiňuje velká část definic páteřní nestability, například: „Významné snížení kapacity páteřního stabilizačního systému udržet velikost neutrální zóny páteřních segmentů ve fyziologickém rozsahu a zabránit vzniku neurologické dysfunkce, významné deformity nebo bolesti“ (Demoulin a kol., 2007).

1.1.2.2 Aktivní subsystém

Svaly (a jejich šlachy) schopné generovat pohyby páteřního sloupce, tvoří hlavní složku aktivního subsystému. Všechny svaly ve svém průběhu obsahují receptory, které jsou schopny registrovat sílu, generovanou danými svaly. Jedná se především o svalová vřetenka a Golgiho šlachová tělíska. Z toho vyplývá, že i aktivní struktury obsahují prvky nervového subsystému. Vzhledem k výše popsanému konceptu neutrální zóny a jejího udržení nabízí aktivní subsystém nejjednodušší přístup pro rehabilitaci prostřednictvím zvýšení aktivní kontroly problematického segmentu. Nácvikem svalové stabilizace lze docílit zmenšení patologicky zvětšené neutrální zóny (Kolář, 2009 a Panjabi, 1992a a 1992b). Marras a kol. (2002) prokázali zvýšenou svalovou aktivitu u pacientů s LBP. Důvodem pro zvýšení aktivity je snaha nervového subsystému zachovat mechanickou stabilitu, která byla snížena degenerací pasivních struktur (Marras a kol., 2002).

Důležitým úkolem je správná funkce aktivního subsystému jako celku, čímž se pohybové nároky rozloží na celou páteř. V opačném případě se ROM v některých částech páteře může zvětšit na úkor okolních segmentů. Například jeden nebo více lumbálních segmentů nahrazují pohyb v jiných částech lumbální nebo hrudní páteře či kyčelních kloubech. Pohyb se v preferovaných lokalitách aktivuje rychleji a tím dochází k jejich přetěžování. Jelikož k zvýšenému zatěžování těchto segmentů dochází při všech pravidelných denních aktivitách, dochází k akumulaci napětí. Opakované zvýšené zatěžování tkáně může vést k mikrotraumatizaci a poté až ke vzniku makrotraumatu či LBP (Hodges a kol., 2013).

Následně budou rozebrány svaly s důležitým vlivem na trupovou stabilizaci. Důležitá však není pouze adekvátní síla popsaných svalů, ale podstatná je především precizní koordinace těchto svalů řízená z CNS (Frank a kol., 2013). Hluboká vrstva zádových svalů je uložena paravertebrálně. Pro tyto svaly platí, že čím jsou uloženy hlouběji, tím je kratší jejich průběh. Nejhlubší svalová vlákna tedy spojují pouze sousední páteřní segmenty. Důležitou schopností nejhlubších zádových svalů je nastavení vzájemného postavení sousedních obratlů, čímž přispívají k tzv. centraci intervertebrálních kloubů. Jelikož tyto tonické svaly v ideálně fungující páteřní stabilizaci pracují dlouhou dobu, jsou vydatně promíseny vazivovými vlákny: V literatuře proto bývají často nazývána jako „dynamická ligamenta“. Mezi hluboké krátké svaly páteře patří komplex m. transversospinalis, který sestává z m. semispinalis, mm. multifidi a mm. rotatores (Véle, 2006).

m. multifidus

Snopce spojují proc. transversus dolního obratle a proc. spinosus horního obratle. Většinou sval spojuje dva až čtyři sousední obratle. Z paravertebrálních svalů je uložen nejmediálněji (Demoulin a kol., 2007). Má velice důležitou úlohu při udržování posturální kontroly. Jeho aktivita se objevuje již při pouhé představě pohybu. Společně s mm. rotatores svojí aktivitou snižuje axiální tlak na meziobratlové ploténky (Véle, 2006). M. multifidus je považován za primární dynamický stabilizátor páteře a to především v lumbální oblasti. Jeho oslabení bývá kriticky omezena funkčnost kvalitní páteřní stabilizace (Kamal a Rouhi, 2019). Nejčastější patologie v m. multifidus jsou nedostatečná aktivace nebo naopak fixovaný hypertonus. U osob s poruchou aktivace m. multifidus převažuje bolestivost pohybů směřujících do flexe v lumbální oblasti. Naopak u osob s fixovaným hypertonem v m. multifidus – případně celého m. erector spinae – dochází nejen k zafixování hyperlordózy Lp, ale také k bolestivým projevům během pohybů směřujících do extenze nebo vyžadujících

větší vzpřímení Lp (O'Sullivan, 2005). U sportujících jedinců bývá sval významně ovlivněn charakterem pravidelně prováděné činnosti. U fotbalistů, kteří do míče kopou pravou nohou byl multifidus levé strany výrazně mohutnější. Důvodem je větší důraz na rotaci a stabilizaci trupu. U jiných profesionálních sportovců byl multifidus naopak mohutnější na dominantní pravé straně. Současně také byla pozorována výrazná bilaterální aktivace tohoto svalu ve stoji oproti sedu či lehu. To potvrzuje vliv na kontrolu a dynamickou stabilizaci páteře (Nandlall a kol., 2020).

mm. rotatores

Tyto velice krátké svaly se nachází pod m. multifidus a spojují vždy dva sousední obratle. Stejně jako u m. multifidus, jejich hlavním úkolem je nastavování vzájemné polohy sousedních obratlů. Vyznačují se vysokou densitou proprioceptorů, čímž jsou velice důležité v mechanismu udržení posturální kontroly. Společně s m. multifidus patří k hlavním složkám tzv. hlubokého stabilizačního systému (Véle, 2006).

m. transversus abdominis (TrA)

Tento sval tvoří nejhlubší vrstvu břišních svalů. Začíná z vnitřní plochy dolních šesti žeber, z lumbální fascie, hřebenu pánevní kosti a z tříselného vazů. Horizontální průběh vláken cirkumdukčně obklopuje břišní orgány a upíná se do pochvy m. rectus abdominis, Některá vlákna přechází do bránice, což odpovídá jejich velice významně propojené funkci (De Troyer a Boriek, 2011).

V součinnosti s m. obliquus internus a externus je funkcí TrA flexe a rotace trupu. Podílejí se podílejí na zvýšení nitrobřišního tlaku. Tonicitou aktivitou zvyšují pevnost břišní dutiny, čímž se zvyšuje opora pro centrum tendineum bránice, která poté lépe pohybuje volnými dolními žebry. Současně také svoji aktivitou protahuje svalová vlákna bránice na počátku inspiria. Tím bránice generuje větší tlak a pracuje větší silou. Těmito mechanismy se TrA podílí na zvýšení funkčnosti bránice v inspiriu (De Troyer a Boriek, 2011). Vliv TrA na modulaci nitrobřišního tlaku je významnější při vzrůstajících požadavcích na respirační systém, například při zvýšené fyzické námaze (Montes a kol., 2016). Některé studie v souvislosti s nitrobřišním tlakem uvádějí i ostatní břišní svaly – tedy m. obliquus internus, externus a m. rectus abdominis (Cha a kol., 2017). Nicméně z břišních svalů je jediný TrA schopný se tonickou aktivitou podílet na stabilizaci trupu a zároveň fázickou činností na respiraci. Tato duální funkce je společná pro TrA a bránici. U ostatních svalů nebyl pozorován výraznější vliv respirace na jejich aktivitu (Hodges a Gandevia, 2000). Další

odlišností TrA od ostatních břišních svalů je způsob aktivace při pohybech horní končetiny. TrA se aktivuje identicky bez ohledu na směr pohybu HK, zatímco ostatní břišní svaly jsou aktivovány vždy v souvislosti s konkrétním směrem pohybu HK (Ferreira a kol., 2004).

LBP zhoršuje aktivitu m. transversus abdominis. Přítomnost LBP aktivitu tohoto svalu tlumí a/nebo zpožďuje jeho aktivaci. Během ideálního zapojení TrA dochází ke zvýšení tuhosti Lp. Při udržování trupové stability je tento sval společně s bránicí aktivní bez ohledu na směr síly působící na organismus. TrA ovlivňuje páteř buďto zvýšením nitrobřišního tlaku, nebo napínáním thoracolumbální fascie. Společně s bránicí je TrA velice důležitý pro zajištění mechanické stability intervertebrálních spojení bederní páteře (Hodges a kol. 2003b).

bránice

Svalová vlákna bránice vyzařují z vazivového středu tzv. centrum tendineum do okolních kostěných struktur. Kopulovité centrum tendineum je velice pevné a téměř neprotažitelné. Z toho důvodu při aktivaci svalových vláken, klesá centrum tendineum dolů a zachovává si svůj kopulovitý tvar. Funkce bránice během respirace bývá přirovnávána k pístu. Klesající centrum tendineum vytváří podtlak v pleurální dutině a tím dochází k roztažení plic. Současně vzniká tlak na břišní orgány, které jsou posunuty kaudálně. Tlak je tím přenesen na břišní stěnu a pánevní dno. V další fázi nádechu se centrum tendineum opře o břišní dutinu a změní se jeho funkce z punctum mobile na punctum fixum. Tím bránice pohybuje volnými dolními žebry a dochází ke zvětšení vertikálního a transverzálního průměru hrudní dutiny (De Troyer a Boriek, 2011). Bránice se podílí na respiraci při všech typech dýchání – ideálních i neideálních. Rozdílné je, zda se zapojí celý sval, nebo jen jeho část jako například během tzv. „břišního dýchání“, kdy je aktivována pouze zadní část bránice. Ideální kontrakce celého svalu se projevuje expanzí dolních žebor a břišní stěny všemi směry (Lindgren, 2016).

Bránice je nejdůležitějším komponentem trupové stabilizace. Pro optimální funkci je klíčová simultánní duální funkce bránice – respirační a posturální. Za fyziologické situace se během zvýšení posturálních nároků aktivuje jako první a teprve poté se kontrahují ostatní trupové svaly. Předčasná nebo příliš silná aktivace kontrakce břišní stěny limituje kaudální posun bránice a tím brání dosažení adekvátní stabilizace (Lindgren, 2016). Při pohybech končetinou se kontrakce bránice stává tonickou. Současně je však aktivita fázicky modulována respiračními nároky. Během pohybu končetinou roste aktivita bránice a TrA úměrně k potřebám zajištění stabilizace pomocí zvýšení intraabdominálního tlaku. Z toho vyplývá, že na funkci bráničních motoneuronů mají vliv minimálně dvě různé dráhy. Jedna

pro respiraci a druhá propojující aktivitu bránice s pohyby končetiny. Intraabdominální tlak se zvyšuje v závislosti na velikosti zevní síly působící proti plánovanému pohybu končetinou. Důležité je, že aktivita bránice se zvýší ještě před započítím plánovaného pohybu (Hodges a Gandevia, 2000). Bránice má zásadní vliv na přední stabilizaci páteře pomocí nitrobřišního tlaku (Kolář, 2006).

komplex pánevního dna

Tento komplex tvoří m. levator ani, m. coccygeus, endopelvická fascie a arcus tendineus fasciae pelvis. Přes tento arcus je komplex pánevního dna významně propojen s kyčelním kloubem přes m. obturatorius internus. Funkční pánevní dno se rozkládá od velkého trochanteru jedné strany k velkému trochanteru strany druhé (Lee a Lee, 2007). Kontrakce pánevního dna může měnit pozici hlavy femuru (Bendová a kol., 2007).

Význam pánevního dna je nejen ve své sfinkterové funkci, ale plní také důležitou úlohu v udržení trupové stabilizace a během respirace. Správná funkce pánevního dna je zásadní pro udržení zvýšeného nitrobřišního tlaku během fyzické aktivity. Dysfunkce těchto svalů může vést k močové či fekální inkontinenci nebo k prolapsu pánevního orgánu. Nejčastěji patologií je tzv. stresová močová inkontinence, která se objevuje v souvislosti se zvýšením intraabdominálního tlaku během kýčání, kašlání či fyzické aktivity (Bo a Nygaard, 2020). Při zvýšení nitrobřišního tlaku se za fyziologické situace adekvátně zvýší aktivita svalů pánevního dna (Kruger a kol., 2019).

m. longissimus thoracis a m. iliocostalis

Tyto svaly leží nad m. multifidus. Spojují již více páteřních segmentů a bývají označovány jako globální stabilizátory, zajišťují stabilizaci celých sektorů páteře – funkčně propojují hrudník s pánví. Tyto svaly již nezajišťují udržení neutrální zóny, ale stabilitu páteře jako celku. Tato globální stabilizace je náročnější než sektorová, svaly jsou proto mohutnější a silnější. Je-li páteř v centrální zóně je za fyziologické situace aktivita těchto svalů na EMG téměř nezatelná (Véle, 2006 a Winder a kol., 2019).

1.1.2.3 Nervový subsystém

Tento subsystém tvoří propioceptivní receptory, periferní nervy a CNS. Detekuje propioceptivní informace z aktivních (svaly, šlachy) i pasivních (ligamenta, kloubní pouzdra) komponent. Na jejich základě řídí aktivní složku stabilizačního systému k dosažení potřebné stability páteře. Toto řízení bývá v zahraniční literatuře nazýváno „motor control“ a je

definováno jako způsob, kterým nervový subsystém řídí posturu a fyzický pohyb (tj. funkci aktivního subsystému) směřující k vykonání daného motorického cíle. Současně má k dispozici informace o specifických požadavcích na páteřní stabilizaci a také disponuje možností porovnat, zda pokyn odeslaný aktivním strukturám odpovídá požadavkům. Aktivita jednotlivých svalů je opakovaně upravována dokud aktuální nastavení neodpovídá požadovanému (Panjabi, 1992a a Van Dieen a kol., 2019).

Nervový subsystém je schopen detekovat případné deficity (např. degenerace, zranění atd.), které vznikají postupně nebo náhle. Iniciací patřičných změn v aktivním systému se snaží tyto deficity kompenzovat. Tím dojde k úpravě celkové stability páteře, avšak důsledkem může být škodlivý vliv na některou z komponent páteřního systému. Následkem může být urychlená degenerace, svalový spasmus, zranění či svalová únava. Postupem času se na podkladě těchto konsekvencí může rozvinout chronická dysfunkce nebo bolest. Na nápravu těchto mechanismů cílí terapie nazývaná „motor control exercise“, která se snaží ovlivnit způsob kontroly těla ovlivněním postury, fyzických pohybů a svalové aktivace. Tím lze ovlivnit velikost zatížení páteře a přilehlých struktur (Panjabi, 1992a a Van Dieen a kol., 2019).

Svaly a fascie lumbopelvicke oblasti mají důležitou roli nejen v muskuloskeletální funkci, ale také během dýchání a udržení kontinence. K efektivnímu rozložení zatížení v lumbopelvicke regionu je nutné synergická funkce všech trupových svalů. Touto synergií je docíleno ideální strategie rozložení zatížení a kontroly pohybu. V kloubech jsou zachovány optimální osy pohybu a adekvátně je korigován intraabdominální tlak. Adekvátním nitrobřišním tlakem dochází k podpoře efektivní respirace bez útlaku nitrobřišních orgánů – nedochází k prolapsům či herniacím a je udržena kontinence. Neoptimální posturální a dechové strategie vedou k poruše rozložení zatížení, což dále vede ke vzniku bolesti, obtížím s dýcháním a/nebo inkontinenci. Svaly pánevního dna mají důležitou podpůrnou a sfinkterovou funkci, současně jsou však zásadními svaly pro posturální stabilizaci (Lee a kol., 2008).

1.1.2.4 Nitrobřišní tlak

Jelikož charakter obsahu břišní dutiny lze považovat za tekutý a tudíž nestlačitelný, v souladu s Pascalovým zákonem je možno měřit tlak kdekoliv v břišní dutině. Nejčastěji bývá využíván katetr zavedený do močového měchýře (Malbrain, 2001). Průměrné hodnoty nitrobřišního tlaku u dospělých jedinců při chůzi 25 – 79 mmH₂O, kašli 80 – 100 mmH₂O,

běhu 45 – 67 mmH₂O, skákání 59 – 190 mmH₂O a zvedání 15 až 20 kilových činek 35 – 82 mmH₂O (Bo a Nygaard, 2020).

Samostatným zvýšením tlaku bez adekvátní současné kontrakce břišních a paravertebrálních svalů dojde k lehké extenzi Lp. Nitrobřišní tlak je společně s tonickou aktivitou TaA a bránice snížen ve stavech zvýšených požadavků na dýchací systém. Zvýšením nitrobřišního tlaku dosaženého pomocí zvýšené kontrakce TrA a bránice dochází ke zvýšení tuhosti Lp. Významný vliv zde má část pars lumbalis bránice, která se přímo upíná na Lp a tím ovlivňuje její tuhost. Elektrickou stimulací bránice lze dosáhnout zvýšení nitrobřišního tlaku bez současné aktivity břišní a paravertebrálních svalů (Hodges, 2003b).

Fyziologicky dochází ke zvýšení nitrobřišního tlaku během nádechu, kdy dochází k oploštění bránice a tlaku na dutinu břišní. Oproti tomu během výdechu se bránice relaxuje a dochází ke snížení intraabdominálního tlaku (Malbrain, 2001). Organismus však během respirace současně čelí různým požadavkům na posturální aktivitu. Proto musí CNS během řízení intraabdominálního tlaku současně respektovat požadavky posturální i respirační (Cha a kol., 2017). Jediné svaly, které ve své činnosti mohou kombinovat oba požadavky zároveň, jsou bránice a TrA (Hodges a Gandevia, 2000).

Inspirace a expirace jsou kontrolovány opačnou aktivitou bránice a břišních svalů (především TrA), čímž lze měnit velikost nitrobřišního tlaku v reakci na aktuální posturální požadavky. Například během pohybu končetinou se nitrobřišní tlak zvyšuje úměrně k síle, kterou musí končetina působit proti zevním silám. Současnou koaktivací bránice a břišních svalů lze udržovat zvýšený nitrobřišní tlak. Pro udržení posturální aktivity a současném umožnění respirace fungují bránice a TrA v dokonalé spolupráci. Během nádechu koncentrická kontrakce bránice posune obsah břišní dutiny kaudálně, zatímco TrA se excentrickou aktivitou prodlouží. Při výdechu se naopak TrA kontrahuje koncentricky a bránice excentricky (Hodges a Gandevia, 2000). Tím je dosaženo udržování potřebného intraabdominálního tlaku, které fyziologicky probíhá nevědomě či podvědomě (Cha a kol., 2017).

Zvýšení intraabdominálního tlaku v důsledku posturálních nároků je nutno odlišit od nitrobřišní hypertenze a břišního kompartment syndromu. Fyziologické zvýšení nitrobřišního tlaku v podobě fyzické aktivity, smíchu, kašle, kýčání, defekaci atd. netrvá déle než v řádu vteřin či minut, zatímco u zmíněných patologických stavů je zvýšení kontinuální a dlouhodobé (Malbrain, 2001).

1.2 Patologické stavy spojené s neadekvátní trupovou stabilizací

V této kapitole budou zpracovány nejčastější klinické patologie, které jsou funkčně spojené s neadekvátní trupovou stabilizací.

1.2.1 Diastáza m. rectus abdominis

Důležitost břišní stěny spočívá nejen v ochraně viscerálních orgánů, ale především v udržování jejich pozice vůči měnícím se silám zevního prostředí (především gravitaci) a udržování nitrobřišního tlaku. V případě rozvinuté diastázy m. rectus abdominis jsou tyto funkce břišní stěny oslabeny, z čehož vyplývají další důsledky pro bederní páteř a břišní orgány (Dalley a kol., 2017).

Diastáza m. rectus abdominis je definována jako oddálení obou přímých břišních svalů od sebe. To bývá často následkem ztenčení a protažení linea alba, což je pruh fascie spojující proc. xiphoideus a symfýzu do které se upínají ostatní tři břišní svaly – m. transversus abdominis, a m. obliquus abdominis internus i externus. Akram a Matzen (2014) porovnávají tři různé klasifikace. Zatímco Nahas zpracoval kvalitativní klasifikaci dle posouzení myofasciálních deformit, Beer a Rath uvádí konkrétní hraniční hodnoty šířky linea alba ve třech různých úrovních, čímž lze hodnotit diastázu kvantitativně. Beer uvádí hodnoty pouze pro ženy, dle Ratha je pro osoby mladší 45 let hranice 10 mm v polovině vzdálenosti od proc. xiphoideus k umbiliku, 27 mm v umbiliku a 9 mm v polovině vzdálenosti mezi umbilikem a symfýzou (Akram a Matzen, 2014 a Rath a kol., 1996).

Oslabení linea alba je jedním z faktorů vedoucích k abdominální protruzi. Větší vliv na vznik abdominální protruze má však zvýšení intraabdominálního tlaku (především během těhotenství a při výrazné obezitě) nebo předchozí břišní operace. Linea alba je jedním z hlavních přístupů v břišní chirurgii a důsledkem toho zde často dochází k herniím v pooperační ráně. Herniace a abdominální protruze bývají při klinickém vyšetření zaměňovány, rozdíl mezi nimi je však důležitý. Jelikož herniace obsahuje část břišního orgánu (nejčastěji kličku střev) jedná se o závažný patologický stav, zatímco u abdominální protruze se jedná spíše o bulging u kterého nehrozí strangulace či uskřínutí břišního orgánu. Plastická chirurgie často koriguje rozvinutou diastázu, a většina pacientů udává výraznou spokojenost po provedené operaci. Hickey a kol. (2011) však upozorňují, že operace má spíše kosmetický efekt, jelikož diastáza není pro pacienta zásadním rizikem, na rozdíl od například

akutní herniace. Mezi operatéry chybí jednoznačný konsenzus ohledně definice, kdy se jedná již o patologický stav, který je nutno operovat (Akram a Matzen, 2014 a Hickey a kol., 2011).

Literatura uvádí indikace k operaci diastázy m. rectus abdominis především z kosmetického důvodu, jelikož není podložený přímý vznik morbidity či mortality (Akram a Matzen, 2014 a Hickey a kol., 2011). Diastáza břišní stěny však přispívá ke vzniku a zafixování neoptimálních posturálních strategií a neadekvátního zajištění trupové stability při statických pozicích i během pohybu. Tím dochází k poruše rozložení zatížení, což často vede ke vzniku bolesti – například LBP. Doubková a kol. (2018) ve své studii uvádí, že ač výsledky nedosahují statistické významnosti, diastáza břišní stěny se vyskytuje 2,5krát častěji u pacientů s LBP než u zdravých probandů. To však platí pouze pro muže, nikoliv pro ženy. Výrazněji však souvisela četnost výskytu diastázy s hodnotou BMI. Současně hodnota BMI také korelovala s výskytem LBP. Nadváha by tedy mohla být důvodem souvislosti mezi velikostí diastázy a výskytem chronické nespecifické LBP (Doubková a kol., 2018).

1.2.2 Myoskeletální bolest

Dle definice ICD–11 je myoskeletální bolest trvalá nebo opakovaně se vracející bolest, která je důsledkem poruchy kostí, kloubů, svalů nebo související měkkých tkání. Mnoho studií popisuje vznik bolesti bez tkáňového poškození či přítomnosti pravděpodobné vyvolávající příčiny. Bolest má nociceptivní původ a často bývá zaměňována s neuropatickou bolestí, u které však již musí být prokázáno poškození nervového systému – nejčastěji pomocí zobrazovacích metod (Menon a kol., 2020). Pomocí zobrazovacích metod lze však prokázat vyhřeznutí ploténky u velké části i neurologicky asymptomatických osob, což dále zpřesňuje diagnostiku příčin bolesti. Neuropatická a myoskeletální bolest se často kombinují, především u osob vyššího věku (Treede a kol., 2015).

Bove a kol. (2009) uvádějí, že myoskeletální bolest je nejčastějším klinickým symptomem, vedoucím k návštěvě lékaře. Současně je také hlavním zdrojem disability ve světě. Autoři poukazují na výskyt obtíží jak v tzv. rozvinutých tak i v tzv. rozvíjejících se světových oblastech. Obzvláště v oblastech se zvyšujícím se průměrným věkem populace dochází k odpovídajícímu paralelnímu zvýšení dopadů myoskeletálních obtíží na společnost. Především u starších lidí dochází vlivem působení této bolesti ke snížení fyzické aktivity, depresím, zhoršením kognice a poruchám spánku (Blyth a Noguchi, 2017 a Bove a kol., 2009).

Myoskeletální bolest může vznikat z širokého spektra běžných patologií, například LBP, osteoartritidy, revmatoidní artritidy, stavů po operaci atd. Mortalita těchto obtíží je nízká, nicméně všechny mají významný vliv na snížení kvality života. Také celková cena terapie bývá velice vysoká, což dále zatěžuje zdravotní systém. Hlavním důvodem těchto negativních dopadů je přidružená muskuloskeletální bolest, která se s těmito obtížemi váže. Pochopení mechanismů vzniku myoskeletální bolesti a hledání adekvátních analgetik léčících tento typ bolesti zůstává předmětem výzkumu (Blyth a Noguchi, 2017 a Bove a kol. 2009).

1.2.3 Low back pain

Jako nejčastější příčina nespécifické chronické LBP bývá uváděna dysfunkce svalů trupu. Pohled jednotlivých autorů na podobu ideální svalové koordinace se liší, nicméně v literatuře panuje shoda na poznatku, že neideální svalová koordinace často vede ke vzniku LBP. Současně LBP brání organizmu dosáhnout ideální trupové stabilizace (Hemming a kol., 2019). Vlivem LBP dochází k prodloužení reakční doby na mechanické zevní vlivy působící na jedince. V některých případech naopak LBP vede ke zvýšené trupové tuhosti, tj. vyšší mechanické odolnosti na zevní vlivy. To je vysvětlováno zvýšenou kokontrakcí trupových svalů, což je jedna z možných adaptací jak se organizmus snaží udržet kontrolu nad stabilitou trupu (Maaswinkel a kol., 2016). Existuje mnoho studií, které prokázaly změnu v náboru motorických jednotek svalů trupu při současné bolesti zad. Zároveň však dodávají, že tyto změny jsou napříč populací velice variabilní a je nemožné určit co je příčinou a co následkem (Hodges a kol. 2003a).

Jako jedna z hlavních příčin LBP se již na konci 20. století uváděla páteřní instabilita. V nejčastějším pojetí byl vznik LBP vysvětlován mechanismem, kdy abnormální zvýšený ROM mezi jednotlivými páteřními segmenty vede k útlaku nervových struktur, případně k abnormálním deformacím pasivních struktur – tj. ligament, kloubních pouzder nebo anulárních vláken meziobratlových disků. Většina z vyjmenovaných struktur má vysokou densitu nociceptorů. Proto se jejich útlakem či deformací výrazně zvýší nociceptivní aferentace do CNS, kde je poté často interpretována vědomím jako bolest (Panjabi, 1992a). Nervový subsystém se zvýšený ROM mezi páteřními segmenty snaží řešit koaktivací svalových vláken. Tato koaktivace zvýší lokální svalovou stabilitu a tím chrání pasivní struktury před pohyby, které vyvolávají nocicepci, která může být v CNS interpretována do vědomí jako bolest. Současně však přetrvávající svalová aktivita vede ke svalovému přetížení,

keré může časem opět vyústit v nocicepci až bolest. Důležitý je také vliv mechanismů, které vedou k přechodu obtíží do chronického stadia. Mezi tyto mechanismy patří nezhojení poraněných tkání, přetrvávající nociceptivní podnět, centrální senzitivace, a rozvoj neuropatické bolesti. Mechanické zatížení oblasti ovlivňuje především hojení tkání a vznik nocicepce a to oběma směry. V závislosti na intenzitě a frekvenci zatížení může jak stimulovat, tak zpomalovat až zastavovat hojení tkání. Důležitý je také časový odstup od zranění. V případě nepřítomnosti poraněné tkáně může docházet k přetrvání nociceptivní informace, což dále vede k centrální senzitivaci (Hemming a kol., 2019 a Van Dieen a kol., 2019).

Zajímavostí je odlišnost v postupu péče o pacienty s LBP v zahraničním a českém zdravotnictví. Ve světě jako první pacienti obtíže s LBP řeší nejčastěji praktický lékař, který ho většinou dále odesílá na rehabilitaci k fyzioterapeutovi, případně jde pacient jako samoplátce přímo k fyzioterapeutovi, chiropraktikovi nebo osteopatovi. Českým fenoménem je, že pacient s LBP nejčastěji míří nejdříve k neurologovi, který ho dále odesílá na rehabilitaci. Často se neurolog snaží pacientovi obtíže řešit z pohledu útlaku nervového kořene (Čech, 2019 a Foster a kol., 2011). Savingy a kol. (2009) publikovali guideline, ve kterém uvádí procentuální zastoupení příčin bolesti v bederní oblasti. Útlak nervového kořene uvádí jako příčinu v 5 % případů. Další dvě skupiny jsou závažná spinální patologie – 1 až 2 % a nespecifická LBP – 93 až 94 %. Bolest spojená s nespecifickou LBP se projevuje tzv. myoskeletální bolestí, která byla popsána výše (Bove a kol., 2009).

Současná klinická praxe si s nespecifickou LBP neumí efektivně poradit. Příčinou mohou být dva důvody. Prvním je nedostatečný multidisciplinární přístup nerespektující široký biopsychosociální rámec nespecifické LBP, která vzniká rozličnou kombinací provokujících faktorů. Mezi kognitivní faktory patří například negativní přesvědčení pacienta, nespavost, stress, deprese. Fyzické faktory jsou především pohybové stereotypy provokující bolest, pohybové vzory související se změněným tělesným schéma, odlehčování některých svalů a decondice. Důležitý je také vliv životního stylu – především sedavý způsob života spojený s inaktivitou a spánkový deficit. Druhým důvodem je nedostatek multidimenzionálního klasifikačního systému, který by umožňoval terapii cílit přesně na daného pacienta dle jeho symptomů. Více autorů se shoduje na prioritě identifikace podskupin LBP, která by usnadnila práci s pacienty trpících tímto typem obtíží (Fersum a kol., 2013, Foster a kol., 2011 a Hemming a kol., 2018).

Dlouhodobá nemožnost stanovit postup efektivní intervence účinkující plošně na pacienty trpící chronickou nespecifickou LBP pramení pravděpodobně z neschopnosti definovat jasné homogenní podskupiny pacientů s LBP (Foster a kol., 2011 a Hemming a kol., 2018). Pro některé jedince může být zdrojem bolesti pohyb nebo způsob posturálního zabezpečení pohybu. U těchto obtíží se předpokládá mechanická příčina vzniku bolesti a jejich náprava by v rámci podskupiny mohla být obdobná. Také Hemming a kol. (2018) se ve své práci snaží rozdělit pacienty s nespecifickou chronickou LBP do homogenních podskupin. U těchto podskupin se snaží identifikovat klíčové oblasti pro následnou intervenci. Jako vhodnou intervenci zmiňují kognitivně behaviorální terapii. Stanovení podskupin se jeví jako důležitý krok směrem k personalizaci rehabilitace. Přesto však stále chybí jednoznačný konsensus jak v rozdělení podskupin, tak i v personalizaci léčby. Současně také chybí evidence prokazující výraznější efekt terapie vedené dle dosavadního rozdělení pacientů do podskupin (Van Dieen a kol., 2019).

Jedno z nejjednodušších rozdělení pacientů provedl O'Sullivan (2005), který ve své práci rozlišuje dva odlišné typy poruchy páteřní stability – flekční typ a extenční typ chronické nespecifické LBP. Základní principy vedení rehabilitace dle tohoto rozdělení dále rozpracovali Hemming a kol. (2019).

1.2.3.1 Flekční typ chronické nespecifické LBP

Vyznačuje se sníženou aktivitou až neschopností aktivovat m. multifidus v lumbální části páteře a bolestí vznikající při aktivitách směřujících do flexe. Při testování základních funkčních pohybů se pacienti s tímto typem chronické nespecifické LBP vyznačovali větší flexí páteře v oblasti thorakolumbárního přechodu (O'Sullivan, 2005). Testované funkční pohyby odpovídají běžně prováděným pohybům během obvyklých denních činností. Jednalo se o natažení se pro lehký předmět nahoru, pohyb ze sedu do stoje a zpět, výstup na schod a dolů, zvednutí a poté přemístění krabice a ohnutí se pro tužku ležící na podlaze s následným návratem do stoje (Hemming a kol., 2019). Ke zvýšení flexe trupu dochází postupně a především při činnostech jako je jízda na kole nebo sed. Zvýšená flexe trupu souvisí se sníženou aktivitou svalů a také s postupně vznikající flekční hypermobilitou v této oblasti. Trup se přestává vracet do tzv. neutrální zóny, ale zůstává více ve flexi, což může být zapříčiněno zhoršením propriocepce (Hemming a kol., 2018 a Van Dieen a kol., 2019).

1.2.3.2 Extenční typ chronické nespecifické LBP

Druhým typem je extenční vzorec. Charakteristické pro něj je hyperextenze dolní části bederní páteře a hypertonus m. erector spinae. Erektory páteře včetně lumbální části m. multifidus aktivně drží segmenty ve zmíněné hyperextenzi. V tomto případě se bolest objevuje při pohybech směřujících do extenze nebo do většího napřímení (O'Sullivan, 2005). Současně může být provokujícím mechanismem také delší setrvání ve statické pozici jako je stoj nebo sed. Ve statické pozici může dojít ke zvýraznění extenze thorakolumbální oblasti ještě ve větší míře, než během dynamické aktivity (Hemming a kol., 2018).

Během provedených funkčních testů byla u pacientů s extenčním vzorcem naměřena zvýšená celková aktivita svalstva trupu v porovnání s kontrolní skupinou. Dochází zde ke zvýšené svalové koaktivaci nehledě na směr a charakter prováděného pohybu. Funkční testování zmíněných pohybů kopírující obvyklé denní aktivity potvrdilo větší extenzi v oblasti thorakolumbárního přechodu u pacientů s tímto typem chronické nespecifické LBP (Hemming a kol., 2019, O'Sullivan, 2005).

Mimo vyšší míry aktivace trupových svalů pacienti s extenčním vzorcem poruchy páteřní stability pociťují větší úzkost z prováděného pohybu (měřeno metodou DRAM – Distress and risk assessment method) než zdravé osoby, a také než pacienti s flekčním vzorcem poruchy stability. Autoři zmiňují, že příčinou pociťované bolesti může být trvalá svalová kontrakce hypertonických svalů. Příčina zvýšené úzkosti u těchto pacientů však stále není plně pochopena. Zvýšená svalová aktivita může být projevem protektivního mechanismu neuromuskulárního systému, jehož reakce je zesílena pociťovanou obavou z pohybu. Omezením pohybu v intervertebrálním kloubu se zvýší lokální spinální stabilita a tím vzroste ochrana pasivních páteřních struktur (Hemming a kol., 2019).

1.2.3.3 Terapie LBP

Hemming a kol. (2019) uvádí, že rehabilitace by měla zohledňovat příčinu bolesti. Z toho důvodu je důležité určit, zda konkrétní pacient spadá do flekčního nebo extenčního vzorce patogeneze LBP dle O'Sullivana (2005), jak bylo popsáno výše. Po diagnostice příčiny LBP by měla následovat cílená intervence. U flekčního vzorce se jedná především o posturální reedukaci s cílem snížit nadměrnou kyfotizaci Lp. U vzorce extenčního by rehabilitace měla směřovat ke snížení hyperaktivity trupových extenzorů (Hemming a kol., 2019).

Existují dva hlavní přístupy jak pracovat s přetíženými svaly v oblasti páteře. První se zaměřuje na zvýšení kapacity především paravertebrálních svalů, které jsou poté schopny se vyrovnat s vyššími nároky na stabilizaci. Druhý přístup se snaží o zlepšení distribuce zátěže, a tím o snížení nároků na přetížené svaly. V české fyzioterapii převládá především přístup snažící se o zlepšení distribuce, zatímco cílené zvyšování kapacity přetížených svalů se téměř neprovádí. Propojením obou přístupů lze však v rehabilitaci využít výhod obou metod (Čech, 2019).

Jedním z používaných terapeutických konceptů je i Dynamická neuromuskulární stabilizace. Výhodou tohoto konceptu je respektování Panjabiho modelu tří subsystému, které se podílejí na stabilizaci páteře. Koncept zasahuje do řídicích mechanismů motorické kontroly, kde dle autorů konceptu bývá primární příčina častěji než v oblasti lokální dysfunkce kloubů či svalů. Důležitá je také kvalitní stabilizace každého kloubu. DNS aktivuje trupovou stabilizaci a obnovuje ideální regulaci nitrobršního tlaku, čímž chrání klouby před přetěžováním a optimalizuje efektivnost prováděných pohybů (Frank a kol. 2013). Samotná rehabilitace probíhá v podobě funkčního cvičení podle principů vývojové kineziologie (Kobesová a kol. 2020).

1.3 Hodnocení posturálních funkcí

Jak již bylo zmíněno v předchozích kapitolách, neadekvátní trupová stabilizace v konečném důsledku často vede ke vzniku LBP, spinální patologie či myoskeletální bolesti. Proto je důležité mít v klinickém vyšetření k dispozici validní a spolehlivý test posturální stabilizace (Cha a kol., 2017). Hemming a kol. (2018) upozorňují na důležitost začlenit do klinického vyšetření i hodnocení funkčního pohybu thorakolumbální části páteře. Na základě tohoto hodnocení lze klinickým vyšetřením pacienta zařadit do flekční nebo extenční podskupiny nespecifické chronické LBP. Mnoho studií již potvrdilo, že jedinci s chronickou nespecifickou LBP si osvojují pohyby v thorakolumbální oblasti, které odpovídají směru pohybů provokujících bolest (Hemming a kol., 2018). Během prováděných funkčních testů může dojít k využití odlišných pohybových strategií, čímž se pohybová variabilita stává vyšší, než během převažujících ADL probandů, což je nejčastěji sed (Hemming a kol., 2019).

1.3.1 Ultrazvukové hodnocení aktivity břišních svalů

Ultrazvukové zobrazení lze využít k získání informací o mechanice břišních svalů během statické i dynamické kontrakce. Hodnocení aktivity lze provádět i u hlubokých svalů, což je výhodou oproti povrchové EMG (Hodges a kol., 2003c). M. obliquus externus, internus a TrA se vzájemně překrývají a jsou propojeny vrstvami pojivové tkáně. Tloušťka svalu v tomto případě nezávisí pouze na míře aktivace kontrahovaného svalu, ale také na silách generovaných ostatními břišními svaly (Huijing and Baan, 2003). Častou chybou také bývá, že se zkrácením aktivovaného břišního svalu se posune měřená část svalu do jiné části obrazu a případně až mimo obraz. Studie srovnávající míru aktivace měřenou EMG a tloušťku břišních svalů prokázala, že nelze hodnotit míru aktivace břišních svalů pouhým zhodnocením změn jejich tloušťky (Brown a McGill, 2010). Toto tvrzení je v souladu s jinou studií, která prokázala téměř neexistující korelaci mezi tloušťkou svalu a jeho aktivitou u m. obliquus externus a dalších svalů (Hodges a kol., 2003c). U břišních svalů je důvodem minimální korelace silná a funkčně propojená síť pojivových tkání, která může měnit tloušťku jednotlivých břišních svalů nezávisle na jejich napětí. Ač je ultrazvukové hodnocení aktivity břišních svalů neinvazivní a pro testovaného jedince nenáročná, nelze ji k hodnocení posturálních funkcí doporučit (Brown a McGill, 2010).

Senzitivita měření je vyšší při měření končetinových svalů, než u svalů břišní stěny (Hodges a kol., 2003c). Existují však studie, které s využitím ultrazvuku a jehlové EMG úspěšně prokázali například nižší aktivaci TrA při pohybu dolní končetinou u jedinců s LBP než u zdravých probandů (Ferreira a kol., 2004). Jiná studie prokázala reliabilitu ultrazvukového měření během hodnocení šířky průřezu TrA a m. obliquus internus. Průřez obou svalů byl širší po maximální expiraci oproti stavu po klidovém výdechu (Amerijckx a kol., 2020). Ultrazvukové měření je spolehlivé především u kontrakcí prováděných slabou silou a vycházejících z relaxovaného stavu. Při posuzování průměrných až silných svalových kontrakcí již má ultrazvuk menší schopnost hodnotit svalovou aktivitu (Hodges a kol., 2003c).

1.3.2 Elektromyografie

1.3.2.1 *Povrchová elektromyografie*

Nejčastějším přístupem k měření svalové aktivity nejen u pacientů s LBP je povrchová elektromyografie (Hemming a kol., 2019). EMG je technologie, která zaznamenává elektrickou aktivitu svalů, která může být poté využita k rozlišení normální a abnormální funkce neuromuskulárního systému (Cabral a kol., 2018). Měření funguje na principu detekce bioelektrických signálů přicházejících k motorickým jednotkám. Povrchová EMG registruje signály z více motorických jednotek současně (Bengacemi a kol., 2020). Získaná data jsou nejčastěji využívána k určení míry, timingu a síly svalové aktivace (Cabral a kol., 2018).

Mezi hlavní výhody povrchové EMG patří snadná aplikace, možnost kontinuálního monitorování a dobrá snášenlivost testovaným jedincem. Mezi nevýhody patří zkreslení měření tkáněmi, které se nachází mezi měřeným svalem a kůží, na které je připevněna snímací elektroda (Rubin, 2019). Zkreslení může být také zapříčiněno jevem nazývaným v anglicky psané literatuře „cross-talk“, což je interference signálu z okolních svalových skupin (Da Silva a kol., 2016). K hodnocení posturálních funkcí lze využít bilaterální povrchové EMG m. transversus abdominis a m. obliquus internus (Marshall a Murphy, 2010). Hodnotit lze i aktivitu pánevního dna. Povrchová EMG zaznamenává nižší amplitudu signálu než jehlová EMG, ta je však výrazně invazivnější (Pfeiffer, 2007). Podobně jako Hodges a kol. (2003c) v případě ultrazvuku, i studie s využitím povrchové EMG prokázala zpožděný nástup aktivace TrA u pacientů s LBP než u zdravých jedinců (Knox a kol., 2018).

1.3.2.2 *Jehlová elektromyografie*

Jehlová EMG snímá oproti povrchové EMG menší množství motorických jednotek. Po zavedení do svalu zaznamenává elektrické signály z akčních potenciálů přicházejících ke svalovým vláknům periferním nervem (Rubin, 2019). Vyznačuje se větší přesností a spolehlivostí, ale je již více invazivní a náročnější pro testovaného (Da Silva a kol., 2016). Využití k hodnocení posturální funkce je například během měření aktivace m. multifidus, který vzhledem ke svému hlubokému uložení nelze izolovaně měřit povrchovou EMG. Pro zpřesnění zavedení jehly lze využít ultrazvukového zobrazení (Winder a kol., 2019). S využitím ultrazvuku lze zavést elektrody také do jednotlivých břišních svalů, především TrA, m. obliquus internus a externus a tím hodnotit míru jejich aktivace během posturálních testů (Ferreira a kol., 2004).

1.3.3 Měření nitrobřišního tlaku

Během fyzické aktivity se nejčastěji měří maximální hodnoty nitrobřišního tlaku. Rozsah udávaných maximálních hodnot pro jednotlivé aktivity se však v dostupné literatuře velmi liší (Shaw a kol., 2014). Měření lze rozdělit na přímé a nepřímé. Nejčastěji bývá prováděno nepřímé měření tlaku v močovém měchýři. Tato technika byla poprvé popsána již v roce 1984 (Gudmundsson a kol., 2002). Močový měchýř je sterilně katetrizován, vyprázdněn a poté naplněn 50 ml fyziologického roztoku. Stěna močového měchýře poté přenáší nitrobřišní tlak, který lze měřit sondou v močovém měchýři. Přesnost měření je především vleže v supinační pozici a v jiných polohách se snižuje (Al-Abassi a kol., 2018).

Dalším nepřímým měřením je anorektální manometrie, která se však oproti měření tlaku v močovém měchýři vyznačuje menší přesností (Gudmundsson a kol., 2002). Vyšetření současně poskytuje i informace o tonu m. sfinkter ani internus a externus. U kontinentních jedinců je klidový tlak sfinkterů 43 – 97 mmHg a maximální tlak až 177 mmHg. Tento tlak stoupá adekvátně ke zvyšujícímu se intraabdominálnímu tlaku (Galandiuk a kol., 2008). Nepřímo lze měřit i intragastrický tlak gastrickou sondou. To se využívá především u pacientů s traumatem či dysfunkcí močového měchýře, u kterých by měření močovým katetrem bylo nespolehlivé. Autoři však ve své studii naměřili mnoho falešně nízkých hodnot a proto tento způsob měření příliš nedoporučují (Chopra a kol., 2015).

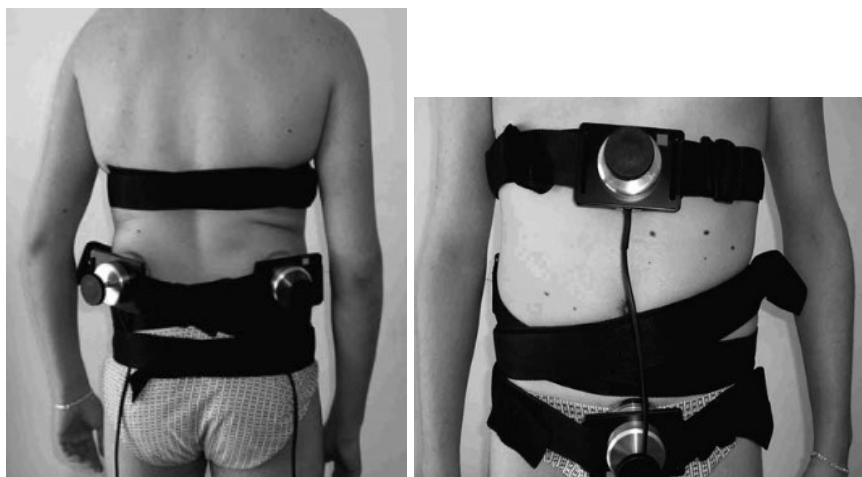
Nepřímé měření lze u žen provést také intravaginálně. Aby bylo testování možno provádět během sportovních aktivit, byla vyvinuta bezdrátová vaginální sonda. Měření v tomto případě není limitováno přítomností kabelu a tím výrazně vzrostlo využití přístroje oproti běžným kabelovým modelům. Přístroj je tvořen silikonovým pouzdrem, ve kterém je tlakový senzor a zesilovač signálu bezdrátově komunikující s řídicí jednotkou v laboratoři. Dosah bezdrátového spojení je 5 metrů. Před použitím je pouzdro naplněno silikonovým gelem, který přenáší tlak působící zvenčí na pouzdro ke snímači umístěnému uvnitř (Coleman a kol., 2012). Provedená studie prokázala velkou variabilitu hodnot intraabdominálního tlaku mezi testovanými ženami během ADL. Naměřené hodnoty se vyznačovaly velkou přesností, limitem je však nevyužitelnost tohoto hodnocení u mužů (Shaw a kol., 2014).

Charakter obsahu břišní dutiny lze považovat za tekutý a tudíž nestlačitelný. V souladu s Pascalovým zákonem je možno měřit tlak kdekoliv v břišní dutině (Malbrain, 2001). Přímé měření nitrobřišního tlaku lze provést intraabdominálním katetrem, sondou nebo

během laparoskopické operace. Přímé měření sondou poskytuje nejpřesnější hodnoty, klinické využití je však omezeno jeho invazivním charakterem (Chopra a kol., 2015).

1.3.4 Dynamometrie

Malátová a kol. (2007) představili dynamometr MD01 určený k měření aktivity svalů zajišťujících trupovou stabilizaci. Mechanický tlak byl přenášen na ručičkový ukazatel se stupnicí, ze kterého bylo možno odečítat hodnoty tlaku. Ukládání dat a komunikace s PC nebyly k dispozici. Proto byl přístroj nahrazen novou verzí MD02. Novou verzí lze připojit k PC přes rozhraní USB a data lze v PC snadno dále zpracovávat. Simultánně je snímán tlak ze 4 senzorů současně. Snímací senzory jsou umístěny z dorzální strany těla pod dolními žebry, laterálně od m. quadratus lumborum (viz obr. 2) a na ventrální straně břišní stěny v horní a dolní části m. rectus abdominis (viz obr. 3). K tělu testovaného jedince jsou senzory připevněny nastavitelnými popruhy. Měření je možné provést během statické i dynamické aktivity. Během měření je testovaný vyzván k aktivnímu tlaku proti sensorům. Při správném provedení jsou aktivovány svaly zajišťující trupovou stabilizaci, které vytváří tlak proti snímačům (Malátová a kol., 2007 a Malátová a kol., 2008).



Obr. 2 (vlevo): Upevnění přístroje MD02 ze zadní strany během testování trupové stabilizace. Zdroj: Malátová a kol., 2008

Obr. 3 (vpravo): Upevnění přístroje MD02 z přední strany během testování trupové stabilizac. Zdroj: Malátová a kol., 2008

1.3.5 Pressure Biofeedback Unit

Protože klinická využitelnost jehlové či povrchové EMG pro hodnocení trupové stabilizace byla malá, hledal se způsob jak zajištění postury hodnotit efektivněji. V roce 1995

byl představen přístroj Pressure Biofeedback Unit (Richardson a Jull, 1995). Přístroj obsahuje tlakový snímač, tři vzduchem naplněné vaky, jeden katetr a rtuťový přístroj na měření tlaku krve. Měřitelné rozmezí je 0 až 200 mmHg. Přístroj byl využit k prokázání snížené aktivace trupových svalů u pacientů s LBP (Cairns a kol., 2000). Nejčastější klinické testy využívající Pressure Biofeedback Unit:

1.3.5.1 Prone test

Toto testování probíhalo vleže v pronační pozici. Tři vzduchem naplněné vaky natlakované na 70 mmHg byly umístěny na lehátku pod dolní částí břišní stěny v úrovni SIAS. Testovaný jedinec měl za úkol mírně nadzvednout břišní stěnu nad vzduchové vaky a držet 10 vteřin tuto pozici při zachovaném dechovém cyklu. Při správném provedení se kontrahovaly svaly zajišťující trupovou stabilizaci a došlo ke snížení tlaku břišní stěny na vaky o 6 – 8 mmHg (Richardson a Jull, 1995). Tímto způsobem dojde k optimální kontrakci TrA. Provedení testu je finančně nenáročné a jednoduše proveditelné v klinické praxi. Test lze využít k hodnocení aktivity břišních svalů a také během edukace správné trupové stabilizace (Costa a kol., 2006 a Von Garnier a kol., 2009). Vzhledem k nízké reliabilitě mezi různými hodnotiteli je praktické využití Prone testu k hodnocení posturální stabilizace sporné. Test lze však využít k zvýšení pacientovy motivace k aktivnímu cvičení poskytnutím zpětné vazby (Von Garnier a kol., 2009).

1.3.5.2 Bilateral straight leg lowering test

Tento test je často používán pro hodnocení síly břišních svalů a v literatuře bývá označován jako „zlatý standard“. Výchozí pozice je vleže v supinační pozici s DKK v 90° flexi kyčelních kloubů. Kolenní klouby jsou v extenzi. Přístroj Pressure Biofeedback Unit je umístěn pod dolní část bederní páteře. Test začíná cílenou aktivací břišní stěny koncentricky směrem k páteři. Tím je dosaženo výchozího tlaku 40 mmHg na tlakovém přístroji. Poté testovaný jedinec postupně extenduje DKK v kyčelních kloubech z výchozí pozice. Důležité je udržování konstantního tlaku 40 mmHg ($\pm 4 - 10$ mmHg) proti přístroji a vyvarování se případným pohybům v lumbosakrální oblasti. Měří se úhel kyčelního kloubu ve chvíli, kdy tlak klesne pod 10 mmHg (Cha a kol., 2017).

1.3.6 DNS Brace

Tento přístroj byl využit během měření praktické části diplomové práce. Jelikož se jedná o prototyp, není o tomto přístroji zatím dostupná odborná vědecká literatura. Detailnější

představení přístroje a současně i popis způsobu měření a získávání dat s využitím DNS Brace budou popsány v kapitole Metodologie.

1.3.7 Posturální testy dle konceptu DNS

Základním problémem při hodnocení postury je neexistující definice ideální postury. Jedním z přístupů jak ideální posturu definovat je hodnocení na základě vývojové kineziologie. Během vývoje dochází k dozrávání centrálního nervového systému a jedinec postupně směřuje k efektivní lidské lokomoci. Na základě poznatků z vývojové kineziologie vznikl komplex posturálních testů v rámci konceptu DNS. Tyto testy jsou založeny na individualizovaném testování jednotlivých pacientů (Kobesová a kol., 2020). Na rozdíl od předchozích testů, které u trupových svalů měří především jejich sílu, hodnotí posturální testy konceptu DNS koordinaci zapojení těchto svalů během udržování posturální stability (Cha a kol., 2017). V klinické praxi lze k testování využít jakékoliv vývojové pozice, v následujícím textu budou představeny posturální testy v nejvíce využívaných pozicích. Jelikož koncept vychází z vývojové kineziologie, jsou stabilizační vzorce testovaného jedince porovnávány se způsobem zajištění stabilizace u zdravého dítěte (Kobesová a kol., 2020). Některé z popsaných testů budou využity v praktické části diplomové práce.

1.3.7.1 Test dechového stereotypu

Proband sedí na lehátku a zhluboka dýchá. Páteř je udržována napřímená a ramenní pletence uvolněné. Testující sleduje dolní žebra a případné pohyby ramen a palpuje dolní interkostální prostory a oblast nad tříselným vazem. Během ideálního provedení zůstává trup v neutrální pozici, pomocné dýchací svaly jsou relaxované a nádech je tudíž prováděn činností bránice a interkostálních svalů. Během nádechu dochází k pravidelnému rozšiřování interkostálních prostorů. Mezi nejčastější patologie patří pohyb hrudníku kraniálně, nerozšiřují se interkostální prostory, ramenní pletence se pohybují vzhůru a do protrakce a dechová vlna nedojde až do dolní části břicha (Kobesová a kol., 2020).

1.3.7.2 Test nitrobřišního tlaku

Vyšetřovaný opět sedí na lehátku s napřímenou páteří a relaxovanými pažemi. Testující palpuje v oblasti dolního břicha nad tříselným vazem a testovaný se snaží aktivací nitrobřišního tlaku vytlačovat hodnotitelovy prsty ven. Hodnocena je míra a symetrie aktivace a případně pohyby pupíku. V optimálním provedení dochází k symetrickému napětí břišní stěny ve všech oblastech, které je doprovázeno vyklenutím podbřišku. Nejčastější patologie

jsou neschopnost aktivace dolní části břicha a vtahování pupíku. Často převažuje aktivace horní části m. rectus abdominis (Kobesová a kol., 2020 a Kolář, 2006).

1.3.7.3 Brániční test

Výchozí vyšetřovací poloha zůstává neměnná. Hrudník se nachází ve výdechovém postavení. Hodnotitel tentokrát přikládá prsty ze zadní strany současně mezi a pod dolní žebra. Testovaný provádí hluboký nádech proti prstům. Hodnocen je laterální pohyb dolních žebere a aktivace laterodorzální části břišní stěny. Žebra by se měla pohybovat pouze laterálně, nikoliv kraniálním směrem. Nejčastější patologií bývá elevace hrudního koše či ramenních pletenců, kyfotizace páteře nebo laterální shift (Kobesová a kol., 2020 a Kolář, 2006).

1.3.7.4 Test flexe v kyčelním kloubu

Vyšetřovaný sedí na kraji lehátka, chodidla se nedotýkají země, paže jsou relaxované a páteř napříměná. Poté elevuje jednu dolní končetinu o 10 až 20 centimetrů. Proti flexi DK lze klást odpor, čímž se zvýší obtížnost testu. Flexe kyčelního kloubu by měla být izolovaná bez jakéhokoliv souhybu. Hodnoceny jsou případně pohyby pánve nebo páteře a palpována oblast pod dolními žebry jako v případě bráničního testu. Nejčastější patologií je souhyb pánve a neschopnost udržet páteř napříměnou (Kobesová a kol., 2020 a Kolář, 2006).

1.3.7.5 Test zvednutých paží

Testovaný leží v supinační pozici. Následně zvedá obě horní končetiny do flexe. K udržení optimální pozice je důležitá stabilizace thorakolumbálního přechodu pomocí adekvátně zvýšeného nitrobřišního tlaku. Hrudní koš zůstává v neutrálním postavení. Nejčastější patologií je elevace hrudního koše a neudržení thorakolumbálního přechodu na podložce jelikož se testovaný prohne v páteři (Kobesová a kol., 2020).

2 CÍLE PRÁCE

Cílem práce bude porovnat a poté korelovat výsledky funkčních posturálních testů dle konceptu DNS s měřením aktivace břišní stěny digitálním tlakovým přístrojem DNS Brace. Posturální testy konceptu DNS hodnotí aktivaci trupových svalů palpačně a aspekčně. Korelace bude provedena samostatně pro palpační i aspekční variantu hodnocení. Předpokladem je statisticky významná korelace mezi objektivním a subjektivním hodnocením pro všech pět provedených testů.

Mezi další cíle práce patří zjištění míry reliability hodnocení obou DNS instruktorů v pěti posturálních testech. Dále bude porovnána velikost aktivace trupových svalů měřená přístrojem DNS Brace. Předpokladem je zvýšení aktivity u posturálně těžších testů – například flexe v kyčelním kloubu a flexe horních končetin se závažím o 20 % hmotnosti probanda.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika měřeného souboru

Z původně plánovaného vzorku 30 probandů bylo potřeba 5 jedinců vyloučit. Splnili sice všechna inkluzivní kritéria, ale vzhledem k malému obvodu pasu nebylo možno přístrojem DNS Brace spolehlivě naměřit hodnoty tlaku břišní stěny. Do vyhodnocení výsledků bylo tedy zařazeno 25 probandů ve věkovém rozmezí 20 – 25 let (průměr 22,4 let, $SD \pm 1,76$). Průměrné hodnoty v otestovaném souboru byly: výška 172,7 cm ($SD \pm 7,26$), hmotnost 68,9 kg ($SD \pm 8,66$), obvod pasu 77,2 cm ($SD \pm 5,98$) a hodnota BMI 23 ($SD \pm 1,58$).

3.1.1 Inkluzivní kritéria:

- Věk 20 až 25 let
- Nepřítomnost exkluzivních kritérií

3.1.2 Exkluzivní kritéria:

- Známký závažné páteřní patologie (red flags)
- Závažné trauma pohybového aparátu v posledním roce
- Vestibulární, vizuální či neurologická dysfunkce ovlivňující stabilitu
- Probíhající těhotenství nebo kojení
- Prodělaná operace v oblasti páteře a dutiny břišní
- Akutní onemocnění dýchacích cest
- Kognitivní dysfunkce vedoucí k nepochopení pokynů
- Absolvování DNS terapie vedené školeným DNS instruktorem
- Projevy LBP v období testování
- Závažné kardiální nebo interní onemocnění

3.2 Přístroj DNS Brace

V praktické části diplomové práce bylo porovnáváno subjektivní a objektivní hodnocení kvality a kvantity aktivace trupových svalů. Objektivní hodnocení bylo provedeno přístrojem DNS Brace, který měří velikost expanze břišní stěny koaktivací bránice, břišních svalů a svalů pánevního dna. Jedná se o neinvazivní měření tlaku vyvíjeného proti senzorům. Přístroj k hodnocení využívá čtyři speciální snímače, které jsou založeny na mechanicko – hydraulicko – elektronickém principu. Tyto snímače mají kulovitý tvar, který je nejvhodnější pro adekvátní kontakt s měkkými tkáněmi. Senzor je umístěn na plastové skořepině v podobě trupové ortézy, která slouží ke snadnému uchycení na lidské tělo. Vnější senzory je možno pohybovat. Přístroj tak lze optimálně přizpůsobit rozměrům měřeného těla a umístění senzorů je vždy do stejné, předem definované oblasti. Veškeré komponenty přístroje jsou nekovové a nasazený přístroj tak není kontraindikací pro případné použití zobrazovacích metod typu CT, MRI.

Vnější senzor s tlakovou vzduchovou komorou je zhotoven ze silikonu, což je materiál s relativně stálými mechanickými vlastnostmi (Shore A = 37) ve velmi širokém rozsahu teplot. Vzduchová komora je propojena kapilární silikonovou hadičkou s průmyslovým digitálním tlakovým senzorem. Tento tlakový senzor pomocí elektroniky udává tlakový údaj v kPa. Tlakové údaje ze všech čtyř senzorů jsou znázorněny na displeji připojeného telefonu v číselném i grafickém formátu. Využitelný rozsah měření senzoru je v rozmezí 0 až 500 kPa, systém však dokáže snímat i vyšší hodnoty tlaku. Průběh zatížení měřicí hlavy vzhledem k výstupnímu tlaku je mírně nelineární vzhledem k deformaci silikonové pryže a stlačování vzduchu, které velmi závisí na individuálních mechanických vlastnostech měkkých tkání. Proto není provedena žádná matematická korekce výsledného tlaku vzhledem k zatížení snímače. Hodnoty jsou měřeny v závislosti na čase, proto lze vyhodnocovat nejen velikost tlaku, ale také dynamiku během měřených testů.

Během provádění měření se zvýšení tlaku přenáší na silikonovou hlavici snímače. Povrch hlavy se deformuje, což způsobí zmenšení vnitřní tlakové vzduchové komory. Tím dojde ke zvýšení hydraulického tlaku v celém systému. Zvýšení tlaku je monitorováno elektronikou. Ovládací software lze nainstalovat do mobilního telefonu v podobě aplikace DNS Brace naprogramované pro operační systém Android. Aplikaci lze poté funkcí Bluetooth bezdrátově propojit s přístrojem a přijímat naměřená data. Na displeji mobilního telefonu je

možné v reálném čase sledovat zobrazení hodnot tlaku pro všechny čtyři senzory. Současně jsou hodnoty v intervalech 0,25 vteřin ukládány do textového souboru. Program umožňuje nahrávat libovolně dlouhé časové sekvence. Výsledný textový soubor obsahuje hodnoty z celého měření. Hodnoty tlaku lze poté dále zpracovat, archivovat či graficky zobrazit například v programu Microsoft Excel.

3.3 Koncept DNS – instruktoři a posturální testy

V praktické části diplomové práce hodnotili dva DNS instruktoři jednotlivé probandy dle posturálních testů konceptu DNS. Mgr. Júlia Demeková a Mgr. Eliška Urbářová jsou DNS instruktorky s více než pětiletou klinickou praxí pod vedením Prof. Pavla Koláře na Klinice Rehabilitace a tělovýchovného lékařství FN Motol nebo v Centru pohybové medicíny Pavla Koláře. Podílejí se na výuce konceptu DNS v České republice i v zahraničí (Rehabilitation Prague School, 2018).

Jednotlivé vyšetřované pozice včetně hodnocených aspektů budou detailně popsány v následující kapitole. Aby bylo možno subjektivní hodnocení alespoň částečně objektivizovat, byly připraveny hodnotící archy s vyznačenou úsečkou o délce 10 cm pro každý test (viz příloha 4). Na tyto úsečky DNS instruktor vyznačil po zhodnocení každého testu dva body odpovídající kvalitě trupové stabilizace dle palpačního a aspekčního hodnocení. Během následného vyhodnocení byla pomocí pravítka změřena vzdálenost v milimetrech, která odpovídá počtu bodů na škále 0 – 100. Vyznačení hodnot na přímkou bylo provedeno dle škály VAS (Visual analogue scale) používané k subjektivnímu hodnocení velikosti bolesti. Výhodou tohoto hodnocení je vysoká senzitivita (Scott a Huskisson, 1976).

3.4 Provedení měření

Provedení studie bylo schváleno etickou komisí. Potencionální probandi nejprve vyplnili dotazník (viz příloha 1) týkající se jejich zdravotního stavu, aktuálních onemocnění, prodělaných zranění či operací a těhotenství nebo kojení. Důležitá byla také otázka na absolvování terapie pod vedením školeného DNS instruktora, jelikož by výsledky mohly být zkresleny znalostí vyšetřovaných pozic. Proband před měřením potvrdil, že aktuálně nepocítuje symptomy LBP a ověřena byla nepřítomnost závažné páteřní patologie (red flags) a závažného kardiálního nebo interního onemocnění. Tímto způsobem byly vyloučeny

všechny exkluzivní kritéria a vyhovujícím probandům byl následně detailně vysvětlen postup měření. Poté probandi podepisovali informovaný souhlas (viz příloha 2). Před samotným začátkem měření účastníci vždy potvrdili, že rozumí veškerým zadaným pokynům a průběhu testování.

Měření probíhalo za standardních podmínek – stejná místnost, teplota i vyšetřující. Každému probandovi byla změřena výška, váha a obvod pasu. Z těchto hodnot bylo dále vypočítáno BMI. V případě hodnocení DNS instruktorů bylo provedení jednodušší, jelikož oba instruktoři postupovali přesně podle postupu popsaného na hodnotícím formuláři (viz příloha 4).

V případě DNS Brace bylo nutné každému probandovi umístit všechny senzory do požadovaných oblastí. Dva přední senzory byly umístěny oboustranně těsně nad tříselným vazem v místě spojnice bispinální a mamilární linie (viz obr. 4). Dva zadní senzory byly umístěny oboustranně do oblasti horního trigonum lumbale (viz obr. 5) pod dolními žebry. Palpací bylo vždy ověřeno správné umístění sensorů. V těchto oblastech k vyvinutí tlaku proti snímači nestačí pouze izolovaná lokálně provedená kontrakce svalu, ale je nutné zvýšit nitrobřišní tlak v rámci celkové posturální koaktivace (Kolář, 2009). Příklad byl nejprve nasazen na trup relaxovaného probanda a upraven způsobem, aby se všechny senzory dotýkaly měřených oblastí tlakem alespoň 1 kPa. Poté byl přístroj zkalibrován. Provedenou kalibrací se výchozí hodnota tlaku dostala na 0 kPa. Naměřené hodnoty proto udávaly pouze nárůst tlaku bez vlivu počátečního tlaku břišní stěny proti sensorům. Během přípravy metodiky bylo provedeno mnoho cvičných měření, během kterých bylo vyzkoušeno nasazování přístroje na trup s několika variantami velikosti tlaku, s cílem zajistit dostatečnou přesnost měření.



Obr. 4 (vlevo): Umístění DNS Brace z přední strany během provedení testování posturální stabilizace.

Zdroj: autor práce

Obr. 5 (vpravo): Umístění DNS Brace ze zadní strany během provedení testování posturální stabilizace.

Zdroj: autor práce

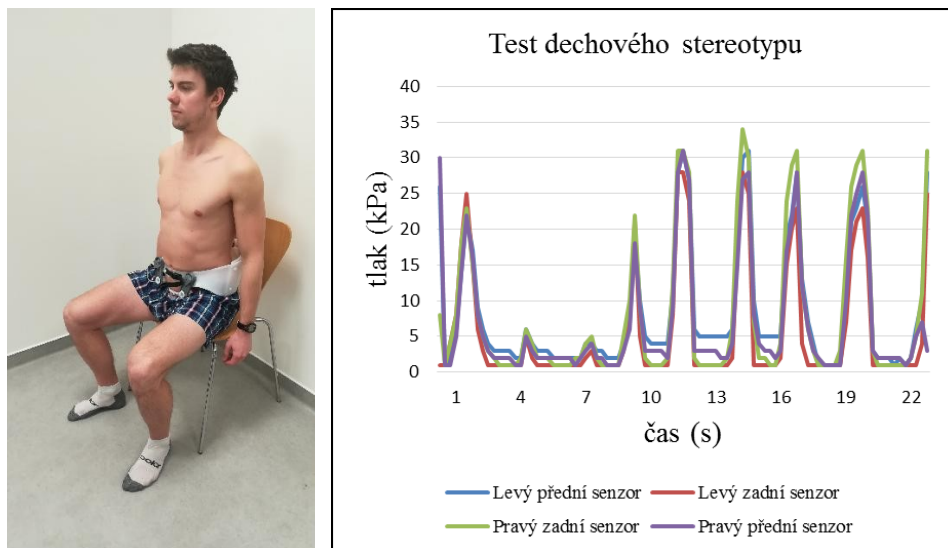
3.5 Vyšetřované pozice

U všech probandů byla měřena velikost a distribuce aktivity břišní stěny v pěti vyšetřovacích pozicích. Tyto pozice byly postupně vyšetřeny třikrát – přístrojem DNS Brace a dvěma DNS instruktory. Bylo nutné, aby vyšetření probíhalo na všech třech stanovištích identicky. Metodické pokyny byly vytištěny (viz příloha 3) a vyšetřující je vždy pouze přečetl. Cílem bylo co nejvíce eliminovat vliv jednotlivých vyšetřujících na probanda. Na každém stanovišti proband začínal vsedě na lehátku s dolními končetinami v 90° flexi v kyčlích a v kolenou. Obě plosky byly položeny na zemi. Horní končetiny byly volně položeny vedle vnější strany stehů probanda. Proband se o horní končetiny neopíral a ramenní pletence byly relaxované. Po celou dobu měření proband seděl rovně. Před provedením každého testu byly probandovi instrukce vysvětleny a proband potvrdil, že zadanému úkolu rozumí.

3.5.1 Test dechového stereotypu

Proband měl za úkol provést jeden hluboký dechový cyklus a poté přirozeně dýchat bez jakýchkoliv dalších instrukcí cca 15 vteřin. Pozici tohoto testu zobrazuje obrázek 6 a graf 1 zobrazuje několik provedených dechových cyklů během měření.

- **DNS instruktor hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny, symetrii aktivace břišní stěny, aspekčně pohyb ramen a spodních žeber, vtahování břicha
- **DNS Brace hodnotí:** cca 15 vteřinová aktivace, velikost tlaku v kPa během klidového nádechu



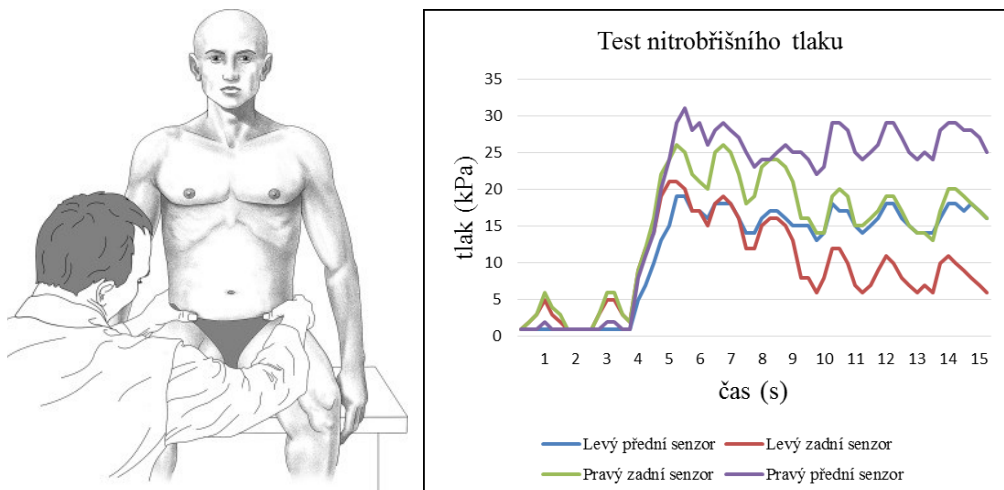
Obr. 6 (vlevo): Pozice probanda během provádění testu dechového stereotypu. Zdroj: autor práce

Graf 1 (vpravo): Grafické znázornění testu dechového stereotypu s viditelnými dechovými cykly

3.5.2 Test nitrobřišního tlaku

DNS Brace zůstala standardně přiložena. DNS instruktor palpoval v oblasti podbřišku nad tříselným vazem oboustranně (viz obr. 7). Proband provedl dva klidové dechové cykly a poté zhluboka dýchal cca 15 vteřin. Během testu se proband snažil udržovat tlak břišní stěny proti prstům instruktora nebo sensorům DNS Brace v průběhu celého dýchacího cyklu. Tím došlo k propojení posturální a dechové funkce bránice. Graf 2 ukazuje, že ač se proband snaží udržet tlak proti oběma předním sensorům, dosahuje tlak nejvyšších hodnot na pravém předním senzoru, ale současně je výrazný i tlak proti pravému zadnímu senzoru a levý přední sensor dosahuje nižších hodnot než pravý zadní.

- **DNS instruktor hodnotí:** palpačně míru, kvalitu a symetrii aktivace břišní stěny proti prstům, aspekčně případné pohyby umbiliku
- **DNS Brace hodnotí:** cca 15 vteřinová aktivace, velikost tlaku v kPa během napětí břišní stěny proti sensorům při současně probíhajícím dechovém cyklu



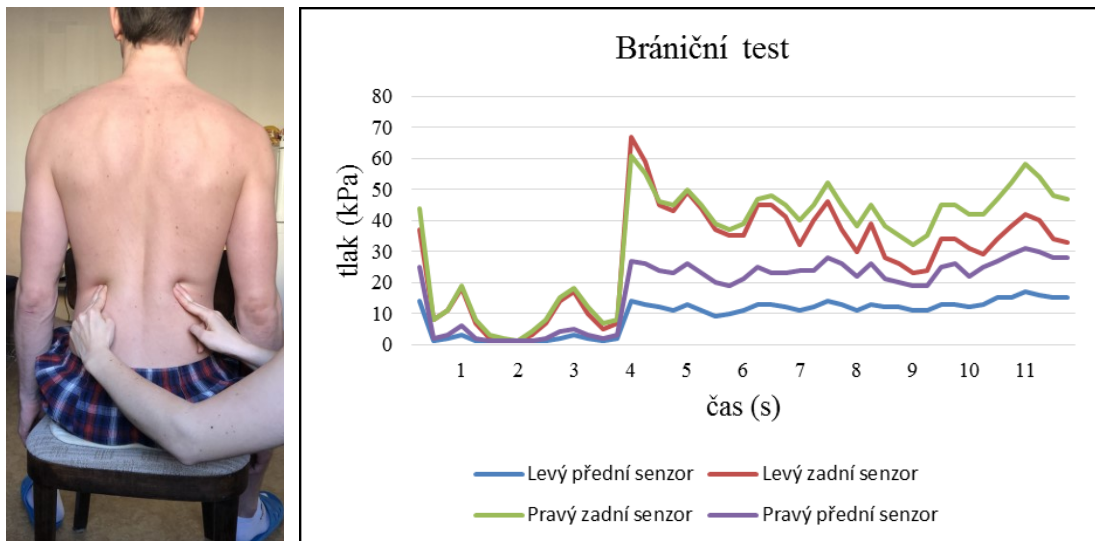
Obr. 7 (vlevo): *Palpace v podbřišku během provádění testu nitrobřišního tlaku Zdroj: Kobesová a kol. (2020)*

Graf 2 (vpravo): *Grafické znázornění testu nitrobřišního tlaku s viditelnou aktivací trupových svalů od 4. vteřiny*

3.5.3 Brániční test

DNS Brace opět zůstala standardně přiložena. DNS instruktor oboustranně palpoval pod volnými žebry (viz obr. 8). Proband provedl dva klidové dechové cykly a následně zhluboka dýchal cca 15 vteřin. Během testu se proband snažil udržovat tlak břišní stěny proti prstům hodnotitele nebo senzorům DNS Brace po celou dobu dýchacího cyklu. Stejně jako v předchozím testu zde dochází k propojení posturální a dechové funkce bránice. Graf 3 ukazuje, že proband snažící se udržovat větší tlak proti zadním senzorům dosahuje vyšších hodnot tlaku z obou zadních senzorů.

- **DNS instruktor hodnotí:** palpačně míru, kvalitu a symetrii aktivace břišní stěny proti prstům, aspekčně případné pohyby ramen, napřímení páteře
- **DNS Brace hodnotí:** cca 15 vteřinová aktivace, velikost tlaku v kPa během napětí břišní stěny proti senzorům při současně probíhajícím dechovém cyklu



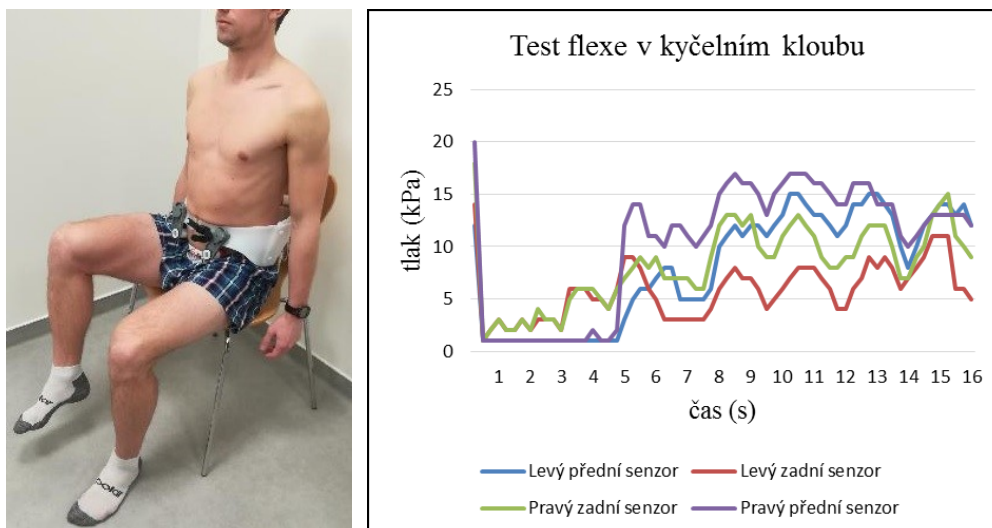
Obr. 8 (vlevo): *Palpace pod volnými žebry během provádění bráničního testu. Zdroj: autor práce*

Graf 3 (vpravo): *Grafické znázornění bráničního testu s viditelnou aktivací trupových svalů od 15. vteřiny*

3.5.4 Test flexe v kyčelním kloubu

DNS Brace zůstává standardně přiložena. DNS instruktor palpačně hodnotí aktivaci oboustranně zepředu v oblasti podbřišku nad tříselným vazem a zezadu mezi a pod dolními žebry. Proband provede dva klidové dechové cykly a následně s nádechem zvedne pravou dolní končetinu cca 10 – 20 centimetrů nad podložku. Potě drží elevovanou PDK a plynule dýchá cca 15 vteřin (viz obr. 9). Zvýšenou aktivaci břišní stěny během provádění testu zobrazuje graf 4.

- **DNS instruktor hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny, aspekčně patologické pohyby pánve a páteře, laterální shift
- **DNS Brace hodnotí:** cca 15 vteřinová aktivace, velikost tlaku v kPa během udržování elevované PDK při současně probíhajícím plynulém dechovém cyklu



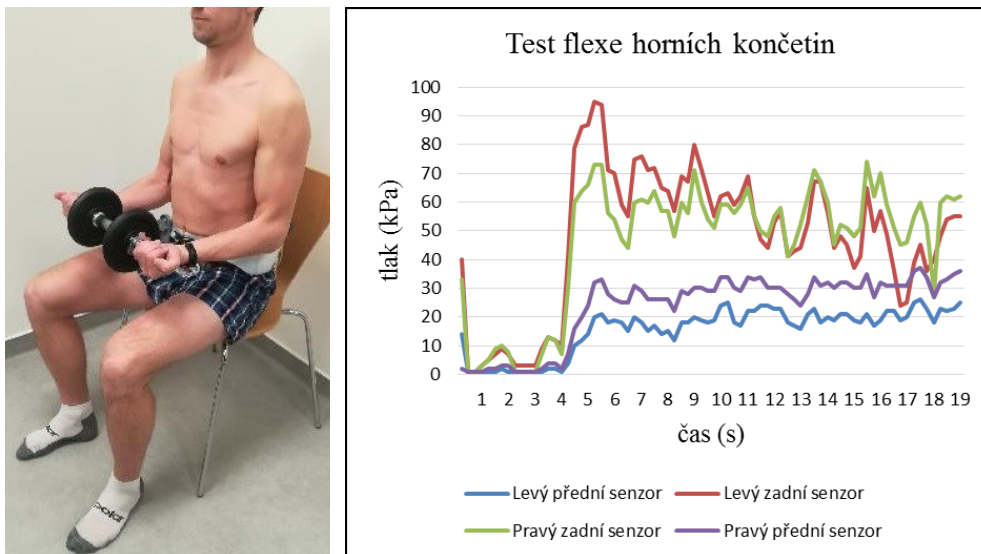
Obr. 9 (vlevo): Pozice probanda během provádění testu flexe v kyčelním kloubu. Zdroj: autor práce

Graf 4 (vpravo): Grafické znázornění testu flexe v kyčelním kloubu s viditelnou aktivací trupových svalů při elevaci PDK od 5. vteřiny

3.5.5 Test flexe horních končetin

DNS Brace zůstává standardně přiložena. DNS instruktor palpačně hodnotí aktivaci oboustranně zepředu v oblasti podbřišku nad tříselným vazem a zezadu mezi a pod dolními žebry. Proband provede dva klidové dechové cykly a následně s nádechem zvedne činku o hmotnosti 20% vlastní váhy. Činka je elevována při konstantní flexi v loktech 90°. V této pozici proband plynule dýchá cca 15 s. Pozici probanda během provádění testu zobrazuje obrázek 10. V případě zobrazeném na grafu 5 se během elevace závaží více zvětšil tlak proti oběma zadním sensorům než proti sensorům předním.

- **DNS instruktor hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny, aspekčně hyperextenze v Th/L přechodu nebo extenze či shift celého trupu, nádechové postavení hrudníku
- **DNS Brace hodnotí:** cca 15 vteřinová aktivace, velikost tlaku v kPa během udržování činky při současně probíhajícím plynulém dechovém cyklu



Obr. 10 (vlevo): Pozice probanda během provádění testu flexe horních končetin. Zdroj: autor práce

Graf 5 (vpravo): Grafické znázornění testu flexe HKK s viditelnou aktivací trupových svalů při elevaci činky ve 4. vteřině

4 VÝSLEDKY

Oba DNS instruktoři postupovali dle hodnotících protokolů (viz příloha 4). Přístrojem DNS Brace byla každá z pěti vyšetřovaných pozic zaznamenávána cca 20 – 25 vteřin. Z tohoto záznamu byl poté vybrán patnáctivteřinový úsek obsahující požadovanou aktivaci. Výběr kratšího úseku odstranil nepřesnosti přítomné na začátku a konci měření způsobené pohybem trupu nebo neustálenou aktivací svalů. Zvolený úsek začínal v preinspirační pauze po provedení dvou klidových dechových cyklů a končil opět v preinspirační pauze. Nejčastěji bylo během cca patnáctivteřinového měření provedeno pět dechových cyklů. Z vybraného úseku byly vypočteny průměrné hodnoty tlaku břišní stěny během každého testu.

K vytvoření jednodušších grafů byl využit software Microsoft Excel. Složitější analýza výsledků a výpočet korelačních koeficientů byl proveden v programu SPSS statistical package v26 (SPSS Inc, Chicago, IL).

4.1 Reliabilita výsledků DNS instruktorů

Nejprve byla zhodnocena reliabilita všech pěti sledovaných testů mezi oběma DNS instruktory vůči sobě. Hladina spolehlivosti byla stanovena na 95 %. Cílem bylo zjistit, zda si výsledky subjektivně vyhodnocených posturálních testů budou odpovídat. Z provedeného statistického testování byly zjištěny jednotlivé korelační koeficienty, značené zkratkou ICC (Intraclass correlation coefficient). K výpočtu ICC a jejich 95% intervalů spolehlivosti byl využit program SPSS statistical package v26 (SPSS Inc, Chicago, IL). Výpočet byl založený na průměrném hodnocení ($k = 2$) shody obousměrným nesouvislým modelem. Hodnoty ICC nižší než 0,5 značí nízkou reliabilitu, hodnoty v intervalu 0,5 až 0,7 udávají průměrnou reliabilitu, interval 0,7 až 0,9 značí dobrou reliabilitu a hodnoty nad 0,9 odpovídají vynikající reliabilitě (Koo a Li, 2016). Aby byl výsledek statisticky významný, musela jeho p-hodnota být menší než 0,05. Výsledné hodnoty korelačního koeficientu ICC, intervaly spolehlivosti a p-hodnoty shrnuje tabulka 1.

Posturální test	Palpace			Aspekce		
	ICC	95% CI	p-hodnota	ICC	95% CI	p-hodnota
Test dechového stereotypu	.446	(-.258, .756)	.078	.695*	(.308, .866)	.003
Test nitrobřišního tlaku	.707**	(.334, .871)	.002	.835**	(.626, .927)	.000
Brániční test	.646*	(.197, .844)	.007	.668*	(.246, .854)	.005
Test flexe v kyčelním kloubu	.645*	(.194, .843)	.007	.577*	(.04, .814)	.02
Test flexe horních končetin	.308	(-.570, .695)	.187	.464	(-.217, .764)	.067

Tabulka 1: Vzájemná reliabilita subjektivního měření DNS instruktorů. ICC = Intraclass correlation coefficient, CI = interval spolehlivosti, * průměrná reliabilita, ** dobrá reliabilita

Z tabulky 1 je patrné, že nejlepší reliability mezi DNS instruktory dosahuje test nitrobřišního tlaku. Hodnoty dosahují dobré reliability v palpaci (ICC = 0,707) i v aspekci (ICC = 0,835). P-hodnoty 0,002 a 0,000 značí statistickou signifikanci. Brániční test a test flexe v kyčelním kloubu v obou sledovaných kategoriích dosáhly průměrné reliability (ICC 0,557 až 0,668). P-hodnoty 0,005 až 0,02 u těchto testů opět prokázaly statistickou významnost. Test dechového stereotypu dosáhl statisticky významné (p = 0,003) průměrné reliability v aspekci (ICC = 0,695), zatímco v palpaci byla reliabilita tohoto testu pouze nízká (ICC = 0,446) a bez prokázané statistické významnosti (p = 0,078). Test flexe horních končetin dosáhl nízké reliability v palpaci (ICC = 0,308) i v aspekci (ICC = 0,464). V obou kategoriích nebyla nízká reliabilita statisticky signifikantní (p = 0,067 a 0,187).

4.2 Korelace DNS Brace a DNS instruktorů

Hlavním cílem diplomové práce bylo vyhodnotit korelaci subjektivně naměřených hodnot DNS instruktory s objektivně změřenými hodnotami tlaku přístrojem DNS Brace u všech pěti sledovaných posturálních testů. Interval spolehlivosti byl opět zvolen 95 %, ale při vyhodnocování výsledků byla provedena Bonferoniho korekce. Korelace byla považována za statisticky významnou, pokud výsledná hodnota byla menší než 0,025. Průměrné hodnoty měření, jejich směrodatné odchylky a vypočtené hodnoty Pearsonova korelačního koeficientu a p-hodnoty shrnuje tabulka 2. Pearsonův korelační koeficient určuje sílu korelace podle následujících kategorií pro hodnotu „r“: 0,00 – 0,19 = velmi slabá, 0,20 – 0,39 = slabá, 0,40 – 0,59 = střední, 0,60 – 0,79 = silná a 0,80 – 1,00 = velmi silná korelace. Korelace může být kladná nebo záporná.

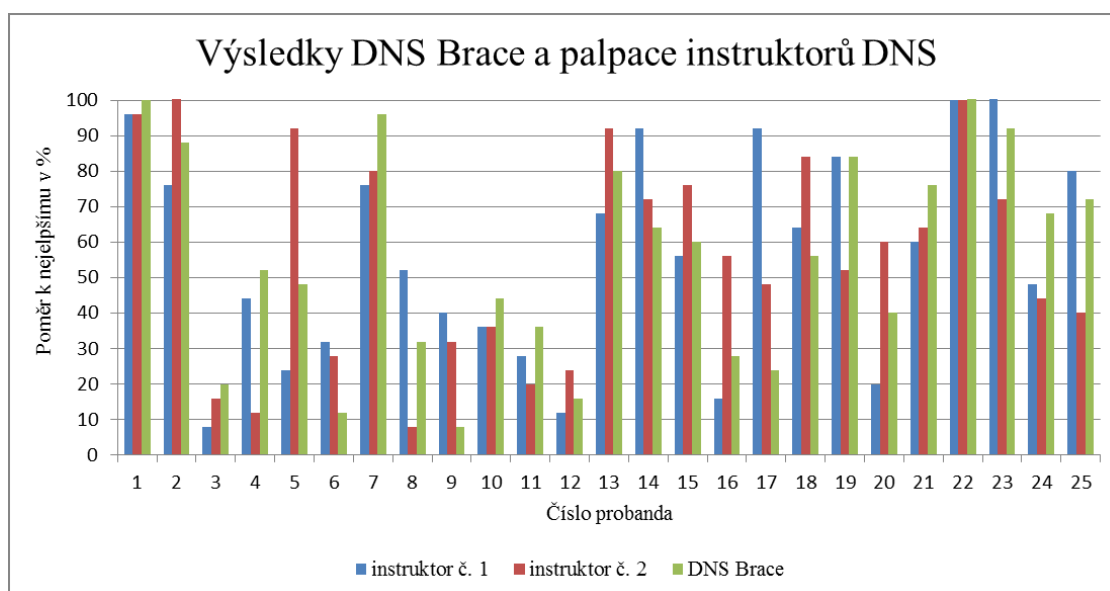
	Posturální test	DNS Brace průměrné hodnoty	Palpace			Aspekce		
			Hodnoty	Pearson r	p-hodnota	Hodnoty	Pearson r	p-hodnota
DNS Instruktor 1	Test dechového stereotypu	4.89 (3.18)	70.28 (19.43)	.463	.020*	65.56 (20.85)	.136	.517
	Test nitrobřišního tlaku	12.19 (8.47)	84.12 (14.27)	.551	.004*	76.88 (16.25)	.272	.188
	Brániční test	11.73 (9.11)	76.16 (17.06)	.661	<.001*	71.32 (16.86)	.443	.026
	Test flexe v kyčelním kloubu	6.28 (5.52)	65.44 (19.53)	.567	.003*	70.20 (17.34)	.105	.618
	Test flexe horních končetin	9.44 (8.80)	77.12 (14.12)	.567	.003*	75.80 (10.91)	.286	.165
DNS Instruktor 2	Test dechového stereotypu	4.89 (3.18)	43.60 (13.32)	.415	.039	41.68 (15.87)	.391	.053
	Test nitrobřišního tlaku	12.19 (8.47)	53.40 (20.58)	.672	<.001*	47.60 (19.35)	.396	.050
	Brániční test	11.73 (9.11)	52.40 (16.83)	.750	<.001*	49.64 (21.75)	.431	.032
	Test flexe v kyčelním kloubu	6.28 (5.52)	47.20 (13.00)	.449	.024*	45.68 (15.23)	.051	.810
	Test flexe horních končetin	9.44 (8.80)	46.08 (15.79)	.523	.007*	45.68 (20.43)	.525	.007*

Tabulka 2: Korelace hodnot naměřených DNS instruktory a DNS Brace. Hodnoty = průměrné hodnoty, v závorkách je uvedena směrodatná odchylka. * statisticky signifikantní korelace

Z tabulky 2 vyplývá, že korelace hodnot tlaku naměřených přístrojem DNS Brace a palpačního hodnocení obou DNS instruktorů je u čtyř z pěti posturálních testů statisticky významná ($p < 0,24$). Výjimkou je test dechového stereotypu, kde korelace dosáhla statistické významnosti pouze u DNS instruktora č. 1 ($p = 0,02$). Hodnoty tlaku a výsledky instruktora č. 2 dosáhly také střední korelace, ale bez statistické významnosti ($p = 0,039$). Pearsonovy korelační koeficienty udávají silnou korelaci bráničního testu u obou DNS instruktorů ($r = 0,661$ a $0,75$) a testu nitrobřišního tlaku u DNS instruktora č. 2 ($r = 0,672$). Střední korelace se u palpace vyskytovala ve všech ostatních posturálních testech ($r = 0,415$ až $0,567$).

Korelace aspekčního vyšetření s přístrojem DNS Brace byla statisticky významná pouze v testu flexe horních končetin u instruktora č. 2 ($p = 0,007$). Korelace byla v tomto případě střední ($r = 0,525$). Ostatní posturální testy nedosáhly statisticky signifikantní korelace ($p = 0,026$ až $0,81$), ač v bráničním testu udával Pearsonův korelační koeficient pro výsledky obou instruktorů také střední korelaci ($r = 0,443$ a $0,441$). Pro test nitrobřišního tlaku byla korelace slabá ($r = 0,396$ a $0,272$) u obou instruktorů. Test dechového stereotypu u instruktora č. 1 dosáhl velmi slabé korelace ($r = 0,136$) a u instruktora č. 2 korelace slabé ($r = 0,391$). Test flexe v kyčelním kloubu koreloval s hodnotami tlaku jen velmi slabě ($r = 0,105$ a $0,051$) u obou instruktorů.

Přehledné shrnutí naměřených hodnot pro jednotlivé probandy znázorňuje graf 6. Pro větší přehlednost byly zobrazeny pouze hodnoty palpce a DNS Brace. Jelikož hodnoty DNS Brace jsou vyjádřeny v kPa a posturální testy na bodové škále 0 až 100, bylo nutné pro současné zobrazení ve stejném grafu výsledky vyjádřit poměrem k nejlepšímu výsledku v dané kategorii. Ideálním příkladem je proband č. 22, který má ve všech třech kategoriích 100 %. To znamená, že dosáhl nejlepšího hodnocení u obou DNS instruktorů i během měření přístrojem DNS Brace. Procentuální hodnoty ostatních probandů byly vypočítány jako podíl výsledné hodnoty na hodnotě probanda č. 22. Nejhorších výsledků tedy dosáhl proband č. 3, jehož hodnocení je 8 % (instruktor č. 1), 16 % (instruktor č. 2), a 20 % (DNS Brace) z výsledků nejlépe hodnoceného. Čím více jsou hodnoty všech tří sloupcových grafů podobné, tím větší je korelace výsledků u daného probanda.

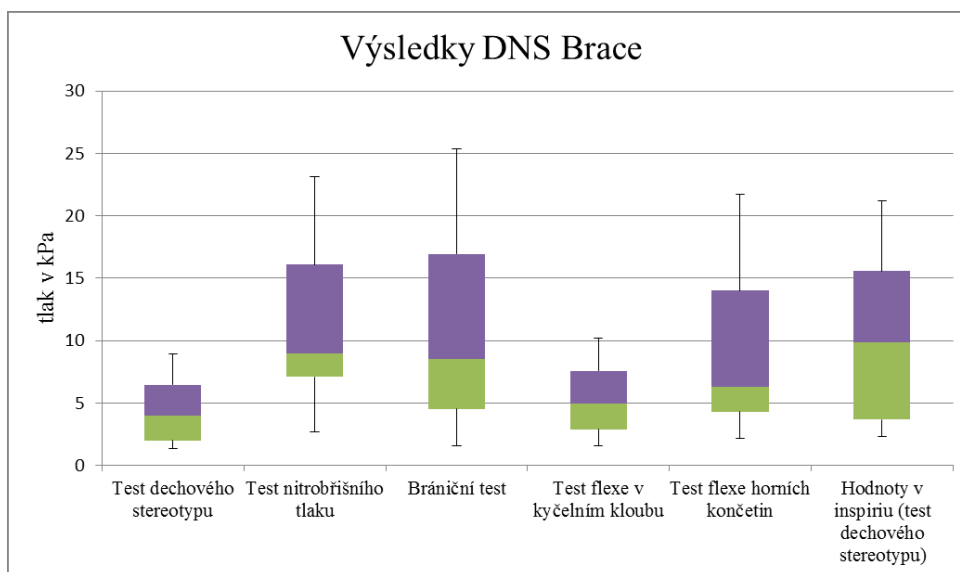


Graf 6: Porovnání výsledků dosažených na třech stanovištích všech měřených probandů

4.3 Porovnání posturálních testů

Graf 7 shrnuje výsledné hodnoty tlaku testovaného souboru během pěti testovaných pozic přístrojem DNS Brace. Přidána byla kategorii Hodnoty v inspiriu, které byly naměřeny během svalové aktivace při nádechu během provádění testu dechového stereotypu. Tím byly eliminovány poklesy aktivity měřených svalů během expirace a preinspirační pauzy. Z grafu 7 je patrný nárůst tlaku proti sensorům během těžších posturálních situací. Nejnižších hodnot dosahoval testovaný soubor v testu dechového stereotypu ($\bar{O} = 4,89$ kPa, $SD \pm 3,18$ kPa). Pokud byly z tohoto testu vybrány jen vrcholy svalové aktivity během inspirační tlak

dosahoval výrazně vyšších hodnot ($\bar{X} = 10,78$ kPa, $SD \pm 7,89$ kPa). Posturálně těžší situace – flexe v kyčelním kloubu ($\bar{X} = 6,28$ kPa, $SD \pm 5,52$ kPa) a flexe HKK se závažím ($\bar{X} = 9,44$ kPa, $SD \pm 8,8$ kPa) se projevují zvýšenou svalovou aktivitou. Nejvyšších hodnot probandi dosahovali během testů, při kterých měli za úkol cíleně tlačít proti zadním nebo předním sensorům – v testu nitrobřišního tlaku ($\bar{X} = 12,19$ kPa, $SD \pm 8,47$ kPa) a v bráničním testu ($\bar{X} = 11,73$ kPa, $SD \pm 9,11$ kPa).



Graf 7: Porovnání výsledků všech probandů v jednotlivých provedených testech přístrojem DNS Brace

5 DISKUZE

Provedeným měřením se podařila prokázat korelace mezi subjektivně vyhodnocenými výsledky posturálních testů a objektivními hodnotami tlaku expanze břišní stěny. Posturální testy byly vyhodnoceny zkušenými DNS instruktory s více než pětiletou klinickou praxí, protože přesnost palpačního vyšetření je založena především na zkušenostech vyšetřujícího (Malátová a kol., 2007). Aktivita trupových svalů byla hodnocena prototypem přístroje DNS Brace. Data získaná měřením tlaku jsou přesná a objektivní a na rozdíl od subjektivního hodnocení posturálních testů jsou ve formě číselných hodnot. Hodnoty udávající velikost tlaku lze proto jednodušeji porovnávat například při sledování vývoje kvality trupové stabilizace v čase – například před a po provedené sérii terapií (Malátová a kol., 2007). Korelace palpačního vyšetření byla statisticky významná u čtyř z pěti posturálních testů. Výjimkou byl test dechového stereotypu, který dosáhl statistické významnosti pouze u jednoho DNS instruktora. Také Malátová a kol. (2007) uvádí pouze minimální statistický rozdíl mezi hodnotami získanými dynamometrem MD01 a palpací. Korelace aspekčního vyšetření s přístrojem DNS Brace byla statisticky významná pouze v testu flexe horních končetin u jednoho instruktora. Ostatní posturální testy nedosáhly statisticky signifikantní korelace.

Reliabilita výsledků mezi oběma DNS instruktory byla nejvyšší pro test nitrobřišního tlaku. V tomto testu dosahovaly hodnoty dobré reliability v palpaci i v aspekci. Brániční test a test flexe v kyčelním kloubu v obou sledovaných kategoriích dosáhly průměrné reliability. Tzv. Klinovo pravidlo udává, že testovaná metoda by měla dosahovat koeficientu reliability alespoň 0,7 (Kline, 1993). Nad touto hodnotou byl pouze test nitrobřišního tlaku a to v palpaci i v aspekci. Jiná studie srovnávající reliabilitu palpce aktivity TrA mezi více testujícími uvádí průměrnou reliabilitu výsledků (Costa a kol., 2006). To je stejný výsledek, kterého bylo dosaženo v bráničním testu a v testu flexe v kyčelním kloubu. Test nitrobřišního tlaku dosáhl lepší reliability.

Posturálně těžší situace – flexe kyčelního kloubu a flexe HKK se závažím se projevovaly zvýšenou svalovou aktivitou proti hlubokému dýchání. Ještě vyšších hodnot však probandí dosahovali během testů, při kterých měli za úkol cíleně tlačit proti předním nebo zadním sensorům aktivací intraabdominálního tlaku. Důvodem je cílená instruktáž vedoucí k aktivnímu zvyšování nitrobřišního tlaku bez ohledu na kontext posturální situace. Probandi

proto tlak zvyšovali více, než v případě elevace DK nebo závaží v HKK, při kterých nebyl důvod svaly aktivovat ve větší míře, než odpovídalo posturální potřebě. Většina probandů během reakcí na zvýšené posturální nároky zvýšila více tlak proti oběma předním nebo proti oběma zadním sensorům. Výjimečně docházelo k většímu zvýšení tlaku proti přednímu i zadnímu senzoru na jedné straně. Testovaný vzorek však tvořili zdraví jedinci bez přítomnosti patologií. Porovnání velikosti tlaku proti sensorům pravé a levé strany bude důležité především u pacientů s trupovou nestabilitou (Malátová a kol., 2013). V jiné studii byla prokázána korelace mezi asymetrií svalů břišní stěny a četností výskytu LBP. Například asymetrie m. obliquus internus větší než 1,25 mm zvyšuje pravděpodobnost vzniku LBP až o 240 % (Linek a kol., 2018).

Během celého měření prováděl proband každou testovanou aktivitu třikrát. Proto bylo variováno pořadí tří stanovišť. Stejný postup zvolili autoři ve studii zaměřené na měření aktivity svalů zajišťujících trupovou stabilizaci během pronačního testu s využitím palpce a Pressure Biofeedback Unit. Smyslem bylo minimalizovat vliv pořadí jednotlivých měření (Von Garnier a kol., 2009). Pokud by všichni byli testováni ve stejném pořadí (například nejdříve DNS Brace, poté DNS instruktor č. 1 a jako poslední DNS instruktor č. 2), mohly by dosahovat hodnoty naměřené u DNS instruktora č. 2 vyšších výsledků, jelikož by po dvou předchozích provedeníh probandi měli testované pozice již vyzkoušené. Důležité bylo, aby si probandi prováděné pozice nemohli nacvičit. Proto byla do exkluzivních kritérií zařazena podmínka absolvování terapie vedené certifikovaným DNS terapeutem a test byl na každém stanovišti hodnocen pouze jednou. Při znalosti hodnocené polohy by posturální test nevypovídal o kvalitě zapojení trupového svalstva, ale spíše o schopnosti naučit se správně provést svalovou aktivaci v dané pozici. V krátkých pauzách mezi jednotlivými měřeními bylo probandům zakázáno zkoušet si testované pozice (Von Garnier a kol., 2009). Probandi předem nevěděli, jak bude testování probíhat. Instrukce dostali až před samotným měřením. Tento postup je v rozporu se studií, ve které autoři před samotným testováním kvality trupové stabilizace s probandy provedli 10 sezení, během kterých s nimi vyšetřované pozice nacvičovali (Cha a kol., 2017).

Posturální zajištění pohybu je nezbytným předpokladem pro fázickou hybnost. Zatímco fázická hybnost je motivována konkrétním cílem, posturální stabilizace je podvědomý pochod a automatismus (Vojta a Peters, 2010). V ideálním případě je proto během testování posturální stabilizace potřeba využít způsobu hodnocení, během kterého dochází

k automatické a podvědomé aktivaci trupových svalů (Ferreira a kol., 2004). Posturální testy dle konceptu DNS, jak je popsala Kobesová a kol., (2020), hodnotí trupovou stabilizaci v ontogenetických pozicích. Dle vývojové kineziologie bylo provedeno i měření přístrojem DNS Brace, popsané v kapitole Metodologie. Během hodnocení, které vychází z ontogenetických principů, je aktivace trupové stabilizace dosaženo na podvědomé úrovni. To je velkou výhodou oproti testům prezentovaných v teoretické části práce, které využívají Pressure Biofeedback Unit k hodnocení posturální stability. U Prone testu i Bilateral straight leg lowering testu je nutná vědomá aktivace trupových svalů (Cha a kol., 2017). Vědomá aktivace je však ovlivněna faktory jako je motivace a obratnost, což zhoršuje přesnost měření (Ferreira a kol., 2004). Volní hybnost je řízena především z kortikálních motorických center, zatímco aktivita posturálního systému je nastavována z formatio reticularis a další subkortikálních řídicích center (Kolář, 2009 a Véle, 2006).

Komplexní hodnocení přístroje DNS Brace je benefitem oproti jiným možnostem hodnocení posturálních funkcí. Trupové svalstvo zajišťuje posturální stabilizaci především svojí společnou činností precizně koordinovanou z CNS. Proto i vyšetření trupové stabilizace by mělo vycházet z hodnocení této koaktivace (Frank a kol., 2013). Studie využívající k hodnocení posturálních funkcí jehlové EMG (Ferreira a kol., 2004), povrchovou EMG (Knox a kol., 2018, Marshall a Murphy, 2010) nebo ultrazvukové zobrazení (Amerijckx a kol., 2020, Ferreira a kol., 2004) hodnotí především lokální změny svalové aktivity a nikoliv celkovou koordinaci trupových svalů (Brown a McGill, 2010). Přístroj DNS Brace nedokáže zjišťovat velikost aktivace jednotlivých svalů, ale měří pouze celkovou svalovou koaktivaci, která se podílí na zvýšení intraabdominálního tlaku. Měřicí senzory přístroje byly na břišní stěně umístěny do oblastí, kde k vytvoření tlaku nestačí pouze izolovaně provedená kontrakce lokálního svalu, ale je nutné zvýšit nitrobřišní tlak v rámci celkové posturální koaktivace (Kolář, 2009). Hodnocení této celkové koaktivace je pro klinické vyšetření kvality trupové stabilizace přínosnější, jelikož důležitými parametry nejsou síla a velikost aktivace jednotlivých svalů, ale především precizní koordinace a vzájemná souhra (Frank a kol., 2013).

Hodnotit koaktivaci trupových svalů lze také měřením nitrobřišního tlaku. V porovnání s tenzometrií je však tento způsob výrazně invazivnější. V případě využití anorektální sondy měření zahrnuje i objektivizaci tonu m. sfinkter internus a externus. Tonus těchto sfinkterů se musí zvyšovat adekvátně k rostoucímu intraabdominálnímu tlaku (Galandiuk a kol., 2008). Využít lze i katetru zavedeného do močového měchýře. Přesnost tohoto způsobu měření je

však především vleže v supinační pozici a v jiných pozicích se přesnost naměřených hodnot snižuje (Al-Abassi a kol., 2018). Tím je měření limitováno na tuto polohu a nelze úspěšně hodnotit změny velikosti nitrobřišního tlaku v jiných posturálně náročnějších pozicích. Téměř nezávislé na poloze vyšetřovaného je intravaginální měření nitrobřišního tlaku bezdrátovým přístrojem (Coleman a kol., 2012). Naměřené hodnoty se vyznačují velkou přesností, přístroj však nelze využít k hodnocení mužů (Shaw a kol., 2014).

Možnost využít tenzometrické hodnocení posturální stabilizace i během náročnějších situací je výhodou oproti ultrazvukovému vyšetření aktivity břišních svalů. Při zvýšení posturálních nároků dochází k adekvátnímu zvýšení aktivity trupových svalů. Ultrazvuk je spolehlivý především během hodnocení kontrakcí prováděných slabou silou u svalů začínajících v relaxovaném stavu. Při posuzování silnějších svalových kontrakcí již má menší schopnost kvantifikovat svalovou aktivitu (Hodges a kol., 2003c). Existují studie zpochybňující spolehlivost hodnocení aktivace břišních svalů pouhým změřením změny v jejich průřezu (Brown a McGill, 2010 a Hodges a kol., 2003c). Dalším důležitým aspektem je výrazný vliv klinické zkušenosti vyšetřujícího. Teprve se zvyšující se praxí roste spolehlivost správného vyhodnocení. Vzhledem k lišící se obtížnosti hodnocení různých anatomických oblastí nelze definovat dobu potřebnou pro získání potřebných zkušeností (Garcia-Santibanez a kol., 2018). Vyšetření přístrojem DNS Brace není limitováno zkušenostmi hodnotícího, jelikož lze postupovat podle metodického postupu popsaného v příloze 3.

Celková doba hodnocení na jednom stanovišti byla přibližně 8 minut. Ač byli probandi testováni na třech stanovištích, subjektivně hodnotili měření jako fyzicky i psychicky nenáročná. To je benefitem proti testům využívajícím Pressure Biofeedback Unit. Ty jsou pro mnoho jedinců příliš obtížné – například pro pacienty v akutním či subakutním stádiu LBP. Tito pacienti nejsou schopni dosáhnout požadovaných výchozích hodnot tlaku (40 mmHg, což se rovná 5 kPa) ani adekvátní aktivace trupových svalů potřebné k provedení těchto testů. Studie hodnotící posturální stabilitu využitím Bilateral straight leg lowering testu, měla ve svých inkluzivních podmínkách dosažení výchozího tlaku 40 mmHg (Cha a kol., 2017). Způsob hodnocení přístrojem DNS Brace představený v praktické části této diplomové práce začíná v relaxovaném stavu, kdy břišní stěna nevytváří téměř žádný tlak proti senzorům. Výsledná hodnota tlaku záleží na způsobu aktivace probanda a není stanoven minimální tlak, kterého by bylo nutno dosáhnout. Z toho důvodu je měření jednodušší a více klinicky využitelné pro různé typy diagnóz než například zmíněný Bilateral straight leg lowering test.

Vzhledem k cílům této diplomové práce byli testováni pouze zdraví probandi. Posouzení využitelnosti přístroje DNS Brace k hodnocení jedinců s LBP bude teprve předmětem dalšího výzkumu. Zajímavým námětem pro další práci bude porovnání výsledků zdravých probandů a pacientů s chronickou nespecifickou LBP. Přístroj DNS Brace by v tomto porovnání mohl odhalit sníženou míru aktivace trupových svalů u pacientů s LBP, jak o tom ve svých studiích píše Ferreira a kol. (2004), Hodges a kol. (2003b) a Maaswinkel a kol. (2016). Snížená aktivace trupových svalů u pacientů s LBP byla již prokázána využitím přístroje Pressure Biofeedback Unit (Cairns a kol., 2000). Pro případnou korelaci hodnot naměřených přístrojem DNS Brace lze opět využít posturálních testů konceptu DNS, jelikož jsou tyto testy vhodné i pro pacienty s LBP (Cha a kol., 2017).

Jelikož naměřené výsledky korelují s palpačním hodnocením provedeného dle konceptu DNS, lze vyšetření přístrojem DNS Brace využívat v klinické praxi ke stanovení kvality trupové stabilizace v různě posturálně obtížných situacích. Využitelný rozsah měření DNS Brace je v rozmezí 0 až 500 kPa. Systém dokáže snímat i vyšší hodnoty tlaku, nicméně během provedené studie byl naměřen nejvyšší absolutní tlak 95 kPa. Testovaní probandi byli mladí sportující jedinci, rozsah přístroje je tedy plně dostačující pro hodnocení posturální stabilizace.

5.1 Limity práce

Během provádění praktické části diplomové práce se projevila nedostatečná funkčnost přístroje u subtilních jedinců s úzkým pasem, především ženského pohlaví. Senzory u nich téměř nezaznamenávaly tlak, jelikož nebylo možné dosáhnout adekvátního kontaktu všech čtyř snímačů s probandovým tělem. Z tohoto důvodu bylo nutno vyloučit ze zpracování výsledků 5 probandů ženského pohlaví s obvodem pasu menším než 65 cm. Pro provádění dalších měření bude nutné konstrukčně upravit přístroj DNS Brace, nebo do exkluzivních kritérií přidat podmínku na minimální obvod pasu alespoň 65 cm.

Pokyny během jednotlivých měření byly zadávány v přísně identickém znění, které bylo uvedeno na vyšetřujícím protokolu. Stejný postup byl použit i ve studii měřící aktivitu svalů zajišťujících trupovou stabilizaci během pronačního testu. Tato studie prokázala nízkou reliabilitu měření, což autoři vysvětlují vlivem vyšetřujících na probandy. Pro vzájemně korelující výsledky mezi více hodnotiteli zdůrazňují důležitý vliv kritérií zadaných pro

hodnocení aspekce a palpance (Von Garnier a kol., 2009). Nedostatkem provedené diplomové práce mohla být nejednoznačnost zadaných pokynů pro subjektivní hodnocení obou DNS instruktorů. V dalším výzkumu bude kladen větší důraz na přesnější definování kritérií pro subjektivní hodnocení. Tím by mělo být dosaženo vyšší reliability mezi hodnotiteli.

6 ZÁVĚR

Diplomová práce se zaměřuje na korelaci hodnocení funkčních posturálních testů s měřením expanze břišní stěny. Posturální testy byly hodnoceny dle konceptu DNS. Aktivace břišní stěny byla měřena prototypem tenzometrického přístroje DNS Brace.

V teoretické části práce byla popsána důležitost posturálního zajištění s využitím nitrobřišního tlaku, tvořeného společnou aktivitou trupových svalů řízenou z CNS. Problematika trupové stabilizace byla rozebrána za fyziologické situace a následně byly popsány nejčastější patologie funkčně spojené s neadekvátní trupovou stabilizací. Popsány byly možnosti hodnocení aktivity břišních svalů a nitrobřišního tlaku ve vztahu k posturálním funkcím a představen byl prototyp přístroje DNS Brace.

V praktické části práce bylo hodnoceno 25 zdravých probandů ve věku 20 až 25 let přístrojem DNS Brace a posturálními testy konceptu DNS. Cílem práce bylo porovnat, zda koreluje objektivně měřená míra aktivace břišní stěny se subjektivním hodnocením kvality trupové stabilizace. Testováno bylo 5 posturálně odlišných situací vycházejících ze sedu – test dechového stereotypu, tlak proti odporu v tříslech, tlak proti odporu pod dolními žebry, flexe v kyčelním kloubu a flexe HKK s činkou o 20 % hmotnosti probanda. Prokázána byla statisticky signifikantní korelace mezi hodnotami tlaku břišní stěny a palpačně hodnocenými posturálními testy u čtyř z pěti testovaných pozic. Pouze u testu dechového stereotypu byla korelace hodnot statisticky významná jen u jednoho DNS instruktora. Korelace aspekčního hodnocení byla statisticky signifikantní pouze u testu flexe HKK u jednoho z DNS instruktorů.

Prezentován byl metodologický postup umožňující objektivizovat míru aktivace svalů břišní stěny. Úspěšně otestována byla možnost pomocí přístroje DNS Brace hodnotit kvalitu trupové stabilizace. Patrné bylo zvýšení aktivity svalů břišní stěny oproti testu dechového stereotypu během posturálně náročnějších situací – flexe v kyčelním kloubu nebo flexe HKK se závažím o 20 % hmotnosti probanda. Největší nárůst aktivity byl u testu nitrobřišního tlaku a bráničního testu. Představená metoda hodnocení by do budoucna mohla být součástí klinického vyšetření nejen u pacientů s LBP, ale u všech pacientů s trupovou instabilitou. Dalším využitím by mohla být objektivizace efektu provedené terapie pacientovi.

LITERÁRNÍ ZDROJE

- AKRAM, J. a MATZEN S. H.. Rectus abdominis diastasis. *Journal of Plastic Surgery*. 2014, **48** (3), 163-169. DOI: 10.3109/2000656X.2013.859145.
- AL-ABASSI A. A. a kol. Is intra-bladder pressure measurement a reliable indicator for raised intra-abdominal pressure? A prospective comparative study. *BMC Anesthesiology*. 2018, **18** (1), 69-78. DOI:10.1186/s12871-018-0539-z.
- AMERIJKX C. a kol. Influence of phase of respiratory cycle on ultrasound imaging of deep abdominal muscle thickness. *Musculoskeletal Science and Practice*, 2020, **46**, 102-105. DOI: 10.1016/j.msksp.2019.102105.
- BENDOVÁ, P. MRI-based registration of pelvic alignment affected by altered pelvic floor muscle characteristics. *Clinical Biomechanics*. 2007, **22** (9), 980-987. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.003.
- BENGACEMI, H. A new detection method for EMG activity monitoring. *Medical*. 2020, **58** (2), 319-334. DOI: 10.1007/s11517-019-02048-0. ISSN 01400118.
- BLYTH, F. M. a NOGUCHI N. Chronic musculoskeletal pain and its impact on older people. *Best Practice*. 2017, **31** (2), 160-168. DOI: 10.1016/j.berh.2017.10.004. ISSN 15216942.
- BO, K. a NYGAARD I. E. Is Physical Activity Good or Bad for the Female Pelvic Floor? A Narrative Review. *Sports medicine*. 2020, **50** (3), 471-484. DOI:10.1007/s40279-019-01243-1.
- BOVE, S. a kol. New advances in musculoskeletal pain. *Brain Research Reviews*. 2009, **60** (1), 187-201. DOI: 10.1016/j.brainresrev.2008.12.012. ISSN 01650173.
- BROWN, S. a MCGILL M. A comparison of ultrasound and electromyography measures of force and activation to examine the mechanics of abdominal wall contraction. *Clinical Biomechanics*. 2010, **25** (2), 115-123. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.10.001.
- CABRAL E. a kol. Surface electromyography (sEMG) of extradiaphragm respiratory muscles in healthy subjects: A systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018, **42**, 123–135. DOI: 10.1016/j.jelekin.2018.07.004.
- CAIRNS M. C. a kol. Pressure Biofeedback: A useful tool in the quantification of abdominal muscular dysfunction? *Physiotherapy*. 2000, **86** (3), 127–138. DOI: 10.1016/s0031-9406(05)61155-8.

- COLEMAN T. J. a kol. Development of a wireless intra-vaginal transducer for monitoring intra-abdominal pressure in women. *Biomedical Microdevices*. 2012, **14** (2), 347–355. DOI: 10.1007/s10544-011-9611-x.
- COSTA L. O. P. a kol. Intra-tester reliability of two clinical tests of transversus abdominis muscle recruitment. *Physiotherapy Research International*. 2006, **11** (1), 48–50. DOI: 10.1002/pri.39.
- ČECH, Z.: Koordinačně-zátěžová kinezioterapie u bolestí zad [přednáška]. Fakulta biomedicínského inženýrství ČVUT, Kladno: ASF, 19. 12. 2019.
- DA SILVA, J. Quadriceps and hamstring muscle activity during cycling as measured with intramuscular electromyography. *European Journal of Applied Physiology*. 2016, **116** (9), 1807-1817. DOI: 10.1007/s00421-016-3428-5.
- DALLEY A. F. a kol. *Clinically oriented anatomy*. 8. vydání, Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2017. 1153 s. ISBN: 978-1496354044.
- DE TROYER A. a BORIEK A. M. Mechanics of the Respiratory Muscles. *Comprehensive Physiology*. 2011, **1** (3), 1273-1300. DOI: 10.1002/cphy.c100009.
- DEMOULIN C. Lumbar functional instability: a critical appraisal of the literature. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*. 2007, **50** (8), 677–684. DOI: 10.1016/j.annrmp.2007.05.007.
- DOUBKOVA, L. a kol. Diastasis of rectus abdominis muscles in low back pain patients. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2018, **31** (1), 107-112. DOI: 10.3233/BMR-169687.
- FERREIRA P. H. a kol. Changes in Recruitment of the Abdominal Muscles in People With Low Back Pain. *Spine*, 2004, **29** (22), 2560–2566. DOI: 10.1097/01.brs.0000144410.89182.f9.
- FERSUM K. V. a kol. Efficacy of classification-based cognitive functional therapy in patients with non-specific chronic low back pain: A randomized controlled trial. *European Journal Of Pain*. 2013, **17** (6), 916-917. DOI: 10.1002/j.1532-2149.2012.00252.x.
- FOSTER, N. E. a kol. Subgrouping patients with low back pain in primary care: Are we getting any better at it? *Manual Therapy*. 2011, **16** (1), 3-8. DOI: 0.1016/j.math.2010.05.013.

- FRANK, C. a kol. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy*, 2013, **8** (1), 62-73.
- GALANDIUK S. Anal incontinence – sphincter ani repair: indications, techniques, outcome. *Langenbeck's Archives of Surgery*. 2008, **394** (3), 425–433. DOI: 10.1007/s00423-008-0332-4.
- GARCIA-SANTIBANEZ, R. a kol. Nerve ultrasound reliability of upper limbs: Effects of examiner training. *Muscle*. 2018, **57** (2), 189-192. DOI: 10.1002/mus.25980. ISSN 10974598.
- GUDMUNDSSON F. a kol. Comparison of different methods for measuring intra-abdominal pressure. *Intensive Care Medicine*, 2002, **28** (4), 509–514. DOI: 10.1007/s00134-001-1187-0.
- HEMMING, R. a kol. Investigating differences in trunk muscle activity in non-specific chronic low back pain subgroups and no-low back pain controls during functional tasks: a case-control study. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2019, **20** (1), 1-10. DOI: 10.1186/s12891-019-2843-2.
- HEMMING, R. a kol. Non-specific chronic low back pain: differences in spinal kinematics in subgroups during functional tasks. *European Spine Journal*. 2018, **27**, 163–170. DOI: 10.1007/s00586-017-5217-1.
- HICKEY, F. a kol. A systematic review on the outcomes of correction of diastasis of the recti. Hernia: *The World Journal of Hernia and Abdominal Wall Surgery*. 2011, **15** (6), 607-614. DOI: 10.1007/s10029-011-0839-4. ISSN 12654906.
- HODGES, P. a GANDEVIA, S. C. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology*. 2000, **89** (3), 967–976. DOI: 10.1152/jappl.2000.89.3.967.
- HODGES, P. a kol. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Experimental Brain Research*. 2003a, **151** (2), 262-271 DOI: 10.1007/s00221-003-1457-x.
- HODGES, P., a kol.. Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and the diaphragm: in vivo porcine studies. *Spine*. 2003b, **28** (23), 2594-2601 DOI: 10.1097/01.brs.0000096676.14323.25.
- HODGES, P. a kol. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. *Muscle & Nerve*. 2003c, **27** (6), 682–692. DOI:10.1002/mus.10375.

- HODGES. P. a kol. *Spinal Control: The Rehabilitation of Back Pain*. Churchill Livingstone, 2013, 304 s. ISBN: 9780702054549.
- HUIJING P. A. a BAAN G. C. Myofascial force transmission: muscle relative position and length determine agonist and synergist muscle force. *Journal of applied physiology*. 2003, **94** (3), 1092-1107. DOI: 10.1152/jappphysiol.00173.2002.
- CHA Y. J. The validity and reliability of a dynamic neuromuscular stabilization-heel sliding test for core stability. *Technology*. 2017, **25** (5), 981-988. DOI: 10.3233/THC-170929.
- CHOPRA S. S. Pressure Measurement Techniques for Abdominal Hypertension: Conclusions from an Experimental Model. *Critical Care Research and Practice*, 2015, **15**. DOI: 10.1155/2015/278139.
- KAMAL, Z. a ROUHI G. Significance of spine stability criteria on trunk muscle forces following unilateral muscle weakening: A comparison between kinematics-driven and stability-based kinematics-driven musculoskeletal models. *Medical Engineering*. 2019, **73**, 51-63. DOI: 10.1016/j.medengphy.2019.07.008.
- KLIN, P. *The handbook of psychological testing*. London: Routledge, 1993. ISBN 978-0415211581.
- KNOX M. F. Anticipatory and compensatory postural adjustments in people with low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Spine Journal*. 2018; **18** (10), 1934–49. DOI: 10.1016/j.spinee.2018.06.008.
- KOBESOVA, A. a kol. Functional postural-stabilization tests according to Dynamic Neuromuscular Stabilization approach: Proposal of novel examination protocol. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2020. DOI: 10.1016/j.jbmt.2020.01.009.
- KOLÁŘ, P. Vertebrogní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2006, **4** (13): 155-170.
- KOLÁŘ, P.. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.
- KOO T. K. a LI M. Y. Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*. 2016, **15** (2), 155-163. DOI: 10.1016/j.jcm.2016.02.012.
- KRUGER, J. Can you train the pelvic floor muscles by contracting other related muscles? *Neurology and urodynamics*. 2019, **38** (2), 677-683. DOI: 10.1002/nau.23890.

- LEE, D.G. a LEE, L.J. Bridging the gap: the role of the pelvic floor in musculoskeletal and urogynecological function. In: *Proceedings of the World Physical Therapy Conference*. 2007, Vancouver, Canada.
- LEE D.G. a kol. Stability, continence and breathing: The role of fascia following pregnancy and delivery. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2008, **12** (4). 333-48. DOI: 10.1016/j.jbmt.2008.05.003.
- LINEK P. a kol. Morphological changes of the lateral abdominal muscles in adolescent soccer players with low back pain: A prospective cohort study. *Journal of Sport and Health Science*. 2018, **6** (1), 118-124. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2018.02.002>.
- Lindgren H. DNS Practitioner. *Core Stability from the inside out [online]*. 2016. [cit. 10.4.2020]. Dostupné z: <http://www.hanslindgren.com/blog/core-stability-from-the-inside-out-reposted/>.
- MAASWINKEL, E. a kol. Methods for assessment of trunk stabilization, a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2016, **26**, 18-35. DOI: 10.1016/j.jelekin.2015.12.010. ISSN 10506411.
- MALÁTOVÁ R. a kol. The objectification of therapeutical methods used for improvement of the deep stabilizing spinal system. *Neuroendocrinology Letters*. 2007, **28** (3), 315-320. PMID: 17627269.
- MALÁTOVÁ R. a kol. Technical means for objectification of medical treatments in the area of the deep stabilisation spinal system. *Neuroendocrinology Letters*. 2008, **29** (1), 125-130. PMID: 18283243.
- MALÁTOVÁ, R. a kol. The use of muscle dynamometer for correction of muscle imbalances in the area of deep stabilising spine system. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2013, **227** (8), 896–903. DOI: 10.1177/0954411913486078.
- MALBRAIN, M. Intra-abdominal Pressure in the Intensive Care Unit: Clinical Tool or Toy? *Yearbook of Intensive Care and Emergency Medicine*. 2001, 547–585. DOI: 10.1007/978-3-642-59467-0_46.

- MARRAS W. S. a kol. Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. *Spine*. 2002, **26** (23), 2566-2574. DOI: 10.1097/00007632-200112010-00009.
- MARSHALL, P. a MURPHY B. Delayed abdominal muscle onsets and self-report measures of pain and disability in chronic low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010, **20** (5), 833-839. DOI: 10.1016/j.jelekin.2009.09.005.
- MENON, R. G. T1 ρ -Mapping for Musculoskeletal Pain Diagnosis: Case Series of Variation of Water Bound Glycosaminoglycans Quantification before and after Fascial Manipulation® in Subjects with Elbow Pain. *International Journal Of Environmental Research And Public Health*. 2020, **17** (3) DOI: 10.3390/ijerph17030708.
- MONTES, A. M. a kol. Abdominal muscle activity during breathing with and without inspiratory and expiratory loads in healthy subjects. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2016, **30**, 143-150. DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.07.002.
- NANDLALL, N. The effect of low back pain and lower limb injury on lumbar multifidus muscle morphology and function in university soccer players. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2020, **21** (1), DOI: 10.1186/s12891-020-3119-6.
- NELSON-WONG, E. a CALLAGHAN, J. P. Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2010, **20** (2): 256-263. DOI:10.1016/j.jelekin.2009.04.009.
- NOGUCHI, M. The impact of compressive force magnitude on the in vitro neutral zone range and passive stiffness during a flexion 13extension range of motion test. *Cogent Engineering*. 2015, **2** (1). DOI: 10.1080/23311916.2015.1014253.
- O'SULLIVAN, P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: Maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy*. 2005, **10** (4), 242-250. DOI: 10.1016/j.math.2005.07.001.
- PANJABI, M. The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*. 1992a, **5** (4), 383-389. DOI: 10.1097/00002517-199212000-00001.

- PANJABI, M. The stabilizing system of the spine: Part 2. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*. 1992b, **5** (4), 390-396. DOI: 10.1097/00002517-199212000-00002.
- PFEIFFER, R. Bladder and sexual function and dysfunction. In: Schapira a kol. *Neurology and Clinical Neuroscience*, Mosby, 2007, 1664 s. ISBN: 978-0-323-03354-1.
- RATH A. M. a kol. The abdominal linea alba: an anatomico-radiologic and biomechanical study. *Surgical and Radiologic Anatomy*. 1996, **18**, 281-288. DOI: 10.1007/bf01627606.
- Rehabilitation Prague School - Certifikovaní instruktoři. Rehabilitation Prague School [online]. 2018, [cit. 2020 – 04 – 08]. Dostupné z: https://www.rehabps.com/REHABILITATION/Prague_Physiotherapists_CZ.html.
- RICHARDSON C. A. a JULL G. A. Muscle control–pain control. What exercises would you prescribe? *Manual Therapy*. 1995, **1** (1), 2–10. DOI: 10.1054/math.1995.0243.
- RUBIN, D. I. Needle electromyography: Basic concepts. *Handbook of Clinical Neurology*. 2019, **160**, 243–256. DOI:10.1016/b978-0-444-64032-1.00016-3.
- SAVINGY P. *Low back pain: early management of persistent non-specific low back pain. Full guideline*. London: National Collaborating Centre for Primary Care and Royal College of General Practitioners, 2009.
- SCOTT J. a HUSKISSON E. C. Graphic representation of pain. *Pain*. 1976, **2** (2), 175–184. DOI: 10.1016/0304-3959(76)90113-5.
- SHAW J. M. a kol. Intra-abdominal pressures during activity in women using an intra-vaginal pressure transducer. *Journal of Sports Sciences*. 2014, **32** (12), 1176–1185. DOI: 10.1080/02640414.2014.889845.
- TREEDE R. D. a kol. A classification of chronic pain for ICD-11. *Pain*. 2015, **156** (6), 1003-1007. DOI: 10.1097/j.pain.0000000000000160.
- VAN DIEEN, J. H. a kol. Analysis of Motor Control in Patients With Low Back Pain: A Key to Personalized Care? *Journal of Orthopaedic*. 2019, **49** (6), 380-388. DOI: 10.2519/jospt.2019.7916. ISSN 01906011.
- VÉLE F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vydání. Triton, 2006, ISBN 80-7254-837-9.

VOJTA, V. a PETERS, A. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorické ontogenezi*. Praha: Grada, 2010, 180 s. ISBN 978-80-247-2710-3.

VON GARNIER K. a kol. Reliability of a test measuring transversus abdominis muscle recruitment with a pressure biofeedback unit. *Physiotherapy*. 2009, **95** (1), 8–14. DOI: 10.1016/j.physio.2008.10.003.

WINDER B. a kol. Postural cueing increases multifidus activation during stabilization exercise in participants with chronic and recurrent low back pain: An electromyographic study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2019, **46**, 28-34. DOI: 10.1016/j.jelekin.2019.03.005.

Seznam obrázků

Obr. 1: Tři základní subsystémy zajišťující spinální stabilitu. Zdroj: Panjabi, 1992a.....	13
Obr. 2: Upevnění přístroje MD02 ze zadní strany během testování trupové stabilizace. Zdroj: Malátová a kol., 2008.....	31
Obr. 3: Upevnění přístroje MD02 z přední strany během testování trupové stabilizac. Zdroj: Malátová a kol., 2008.....	31
Obr. 4: Umístění DNS Brace z přední strany během provedení testování posturální stabilizace. Zdroj: autor práce	40
Obr. 5: Umístění DNS Brace ze zadní strany během provedení testování posturální stabilizace. Zdroj: autor práce	40
Obr. 6: Pozice probanda během provádění testu dechového stereotypu. Zdroj: autor práce ...	41
Obr. 7: Palpace v podbřišku během provádění testu nitrobřišního tlaku Zdroj: Kobesová a kol. (2020)	42
Obr. 8: Palpace pod volnými žebry během provádění bráničního testu. Zdroj: autor práce....	43
Obr. 9: Pozice probanda během provádění testu flexe v kyčelním kloubu. Zdroj: autor práce	44
Obr. 10: Pozice probanda během provádění testu flexe horních končetin. Zdroj: autor práce	45

Seznam grafů

Graf 1: Grafické znázornění testu dechového stereotypu s viditelnými dechovými cykly.....	41
Graf 2: Grafické znázornění testu nitrobřišního tlaku s viditelnou aktivací trupových svalů od 4. vteřiny.....	42
Graf 3: Grafické znázornění bráničního testu s viditelnou aktivací trupových svalů od 15. vteřiny.....	43
Graf 4: Grafické znázornění testu flexe v kyčelním kloubu s viditelnou aktivací trupových svalů při elevaci PDK od 5. vteřiny	44
Graf 5: Grafické znázornění testu flexe HKK s viditelnou aktivací trupových svalů při elevaci činky ve 4. vteřině	45
Graf 6: Porovnání výsledků dosažených na třech stanovištích všech měřených probandů	49
Graf 7: Porovnání výsledků všech probandů v jednotlivých provedených testech přístrojem DNS Brace.....	50

Seznam tabulek

Tabulka 1: Vzájemná reliabilita subjektivního měření DNS instruktorů. ICC = Intraclass correlation coefficient, CI = interval spolehlivosti, * průměrná reliabilita, ** dobrá reliabilita 47

Tabulka 2: Korelace hodnot naměřených DNS instruktory a DNS Brace. Hodnoty = průměrné hodnoty, v závorkách je uvedena směrodatná odchylka. * statisticky signifikantní korelace 48

Přílohy

Příloha č. 1: Dotazník pro probandy DP

Název DP: Korelace hodnocení funkčních posturálních testů s tenzometricky měřenou schopností aktivace břišní stěny.

Řešitel DP: Bc. et Bc. Martin Stříbrný

Vedoucí DP: MUDr. Jakub Jačisko

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2. LF UK

- jméno a příjmení (v diplomové práci nebude uvedeno):
- věk:
- výška:
- váha:
- obvod pasu:
- pohlaví: muž žena
- Trpíte aktuálně akutním onemocněním dýchacích cest? ano ne
- Prodělal(a) jste operaci páteře nebo dutiny břišní - případně jakou a kdy?
- Byla Vám diagnostikována vestibulární, vizuální či neurologická dysfunkce ovlivňující stabilitu? ano ne
- Absolvoval(a) jste jako pacient terapii DNS vedenou školeným DNS instruktorem? ano ne
- Prodělal(a) jste v posledním roce závažné trauma v pohybovém systému? Pokud ano – jaké?
- Jste aktuálně těhotná nebo kojíte? ano ne

Příloha č. 2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Vyšetření v rámci výzkumné vědecké práce:

Vyšetření expanze břišní stěny

Jméno a příjmení probanda:

DNS Brace je diagnosticko-terapeutický přístroj k měření schopnosti expandovat břišní a hrudní stěnu v závislosti na vzestupu nitrobřišního tlaku. Pomůcka slouží k objektivizaci posturální a dechové aktivace bránice, svalů trupu a břišní stěny. Aktivace monitorovaných svalů je snímána pomocí senzorů umístěných na ortéze a data jsou exportována systémem bluetooth do mobilního telefonu či PC.

Klinické vyšetření nitrobřišního tlaku. Certifikovaný instruktor v metodice Dynamické Neuromuskulární Stabilizace (DNS) provede klinické vyšetření následujících funkčních DNS testů: test dechového stereotypu, test nitrobřišního tlaku, brániční test, test flexe v kyčelním kloubu a test flexe horních končetin. Vyšetřující bude výsledky subjektivního palpačně-vizuálního vyšetření zaznamenávat na vizuálně analogové stupnici (VAS) 0-10 a to pro oblast trigonum lumbale vlevo a vpravo a pro oblast břišní stěny nad třísky vpravo a vlevo. Rozptyl numerického hodnocení bude odpovídat škále: 0 = neaktivuje, 10 = maximální ideální aktivace.

Tyto metody budou použity k vyšetření a sběru dat pro diplomovou práci (Autor: Bc. et Bc. Martin Stříbrný, Vedoucí: **MUDr. Jakub Jačisko, Klinika Rehabilitace a Tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol**)

Příprava k vyšetření:

Vyšetření a měření bude probíhat v sedě na lehátku, kdy se bude hodnotit následujících pět testů: test dechového stereotypu, test nitrobřišního tlaku, brániční test, test flexe v kyčelním kloubu a test flexe horních končetin.

Zpracování dat

Tlakové změny jsou v průběhu celého vyšetření zaznamenávány přístrojem a následně budou vyhodnoceny. Data budou použita ke zpracování a sloužit jako podklad pro diplomovou práci a budou dále použita k další odborné publikační činnosti. Zveřejněná data budou zcela anonymní.

Byl/a jsem informován/a o průběhu vyšetření s použitím DNS brace. Byl/a jsem informována o důvodu vyšetření a o následném zpracování získaných dat. Všem rozumím a měl/a jsem možnost se zeptat na vše, co považuji za podstatné. Považuji poučení za úplné a srozumitelné. Souhlasím s provedením výše popsaného. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu. Souhlasím se zhotovením, zpracováním a následným použitím získaných dat a jejich poskytnutím dalším zdravotnickým pracovníkům k vědeckým účelům. Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden proband a druhý řešitel projektu.

V Praze dne:

Podpis probanda:

Podpis vyšetřující osoby:

Příloha č. 3: Pracovní protokol

Pracovní protokol

Proband sedí na lehátku, dolní končetiny jsou v 90° flexi v kyčlích a v kolenech, obě nohy položeny na zemi. Horní končetiny jsou volně položeny vedle vnější strany stehů probanda, proband se o ně neopírá, ramena jsou relaxovaná. Po celou dobu měření proband sedí rovně. Před provedením každého testu budou probandovi instrukce vysvětleny a proband si bude moci test vyzkoušet.

1. Test dechového stereotypu

Proband provede dva klidové dechové cykly a potom bude zhluboka dýchat (přirozeně, cca 15 s).

- **hodnotitel hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny, symetrii aktivace břišní stěny, vizuálně pohyb ramen a spodních žebér, vtahování břicha

- **DNS Brace hodnotí:** 10 s of stable activation - mean values

2. Test nitrobřišního tlaku

Hodnotitel palpuje/DNS Brace je přiložena v oblasti podbřišku nad tříselným vazem oboustranně. Proband provede dva klidové dechové cykly a bude zhluboka dýchat (cca 15 s) a snažit se udržovat maximální tlak dutiny břišní proti prstům hodnotitele/senzorům DNS Brace po celou dobu dýchacího cyklu (propojení posturální a dechové fce bránice).

- **hodnotitel hodnotí:** palpačně míru, kvalitu a symetrii aktivace břišní stěny proti prstům, pohyby pupku

- **DNS Brace hodnotí:** 10 s of stable activation - mean values

3. Brániční test

Hodnotitel palpuje/DNS Brace je přiložena pod sodní žebra do oblasti horního trigonum lumbale oboustranně. Proband provede dva klidové dechové cykly a následně bude zhluboka dýchat (cca 15 s) a snažit se udržovat maximální tlak dutiny břišní proti prstům hodnotitele/senzorům DNS Brace po celou dobu dýchacího cyklu (propojení posturální a dechové fce bránice).

- **hodnotitel hodnotí:** palpačně míru, kvalitu a symetrii aktivace břišní stěny proti prstům, pohyby ramen, napětí páteře

- **DNS Brace hodnotí:** 10 s of stable activation - mean values

4. Test flexe v kyčelním kloubu

Proband provede dva klidové dechové cykly a následně s nádechem zvedne pravou dolní končetinu (cca 10 - 20 cm) nad podložku a v dané pozici bude dýchat (cca 15 s).

- **hodnotitel hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny, vizuálně patologické pohyby pánve a páteře, laterální shift

- **DNS Brace hodnotí:** 10 s of stable activation - mean values

5. Test flexe horních končetin

Proband provede dva klidové dechové cykly a následně s nádechem zvedne činku o hmotnosti 20% probandovi váhy, při flexi v loktech o 90°, a v dané pozici bude dýchat (cca 15 s).

- **hodnotitel hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny, hyperextenze v ThL přechodu nebo extenze či shift celého trupu, nádechové postavení hrudníku

- **DNS Brace hodnotí:** 10 s of stable activation - mean values

Příloha č. 4: Hodnotící arch DNS instruktora

1. Test (dechového stereotypu)

Proband provede dva klidové dechové cykly a potom bude zhluboka dýchat (přirozeně, cca 15 s).

- **hodnotitel hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny, vizuálně pohyb ramen a spodních žeber a vtahování břicha



2. Test (nitrobřišního tlaku)

Hodnotitel palpuje v oblasti podbřišku nad tříselným vazem oboustranně. Proband provede dva klidové dechové cykly a bude zhluboka dýchat (cca 15 s) a snažit se udržovat maximální tlak dutiny břišní proti prstům hodnotitele po celou dobu dýchacího cyklu.

- **hodnotitel hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny proti prstům, pohyby ramen



3. (Brániční) test

Hodnotitel palpuje oblast pod spodními žebry do oblasti horního trigonum lumbale oboustranně. Proband provede dva klidové dechové cykly a následně bude zhluboka dýchat (cca 15 s) a snažit se udržovat maximální tlak dutiny břišní proti prstům hodnotitele po celou dobu dýchacího cyklu.

- **hodnotitel hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny proti prstům, pohyby ramen



4. Test (flexe v kyčelním kloubu)

Proband provede dva klidové dechové cykly a následně s nádechem zvedne pravou dolní končetinu (cca 10 cm) nad podložku a v dané bude dýchat (cca 15 s).

- **hodnotitel hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny, aspekčně patol. pohyby pánve a páteře a laterální shift



5. Test (flexe horních končetin)

Proband provede dva klidové dechové cykly a následně s nádechem zvedne činku o hmotnosti 20% probandovi váhy, při flexi v loktech o 90°, a v dané pozici bude dýchat (cca 15 s).

- **hodnotitel hodnotí:** palpačně aktivaci břišní stěny, hyperextenze v ThL přechod



Číslo probanda:

Číslo hodnotitele: