

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2021

Karolína Valtová

FAKULTA ZDRAVOTNINCKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví B5345

Karolína Valtová

Studijní obor: Fyzioterapie 5342R004

**VÝZNAM DORSOLUMBÁLNÍ FASCIE VE SPINÁLNÍ
SEGMENTÁLNÍ STABILIZACI**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Votík

PLZEŇ 2021

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

Fakulta zdravotnických studií

Akademický rok: 2020/2021

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Karolína VALTOVÁ**
Osobní číslo: **Z17B0177P**
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**
Studijní obor: **Fyzioterapie**
Téma práce: **Význam dorzolumbální fascie ve spinální segmentální stabilizaci**
Zadávající katedra: **Katedra rehabilitačních oborů**

Zásady pro vypracování

- Zpracovat seznam odborné literatury na vybrané téma
- Stanovit cíl kvalifikační práce
- Zpracovat teoretickou a praktickou část práce dle požadavků FZS
- Popsat metodiku praktické části
- Vypracovat diskuzi a závěr kvalifikační práce
- Dodržet formální úpravu kvalifikační práce dle požadavků FZS
- Dodržet citační normu



PhDr. Lukáš Štich, MBA

Plzeň, 29. srpna 2021

Rozsah bakalářské práce:

Rozsah grafických prací:

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

- LEWIT, K. Manipulační léčba. 5. přepracované vydání. Praha: Sdělovací technika, 2003. ISBN 80-86645-04-5
- KOLÁŘ, P. et al. Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galen, 2009. ISBN: 978-80-7262-657-1.
- MÜLLER, I. Bolestivé syndromy pohybového ústrojí v ordinaci praktického lékaře. Brno: Idvpz Brno, 1995. ISBN 80-7013-196-9.
- ČIHÁK, R. Anatomie 1. Avicenum, 1987. PAOLETTI, Serge. The Fasciae : Anatomy, Dysfunction and Treatment. Ilustrované vydání. Eastland Press, 2006. ISBN 9780939616534.
- THÖMMES, Frank. Uvolňování fascií. Poznání, 2016. ISBN 9788087419496.

Vedoucí bakalářské práce:

Mgr. Tomáš Votík

Katedra rehabilitačních oborů

Datum zadání bakalářské práce:

1. června 2020

Termín odevzdání bakalářské práce:

31. března 2021

PhDr. Lukáš Štich, MBA
děkan



Mgr. et Mgr. Václav Beránek
vedoucí katedry

V Plzni dne 29. ledna 2021

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne:

.....

vlastnoruční podpis

Poděkování:

Děkuji Mgr. Tomáši Votíkovi, vedoucímu bakalářské práce, za odborné vedení a poskytnutí cenných rad a materiálních podkladů a věcné připomínky v průběhu psaní práce. V neposlední řadě také za ochotu, vstřícnost a trpělivost. Dále bych chtěla poděkovat všem zúčastněným při výzkumu.

Anotace

Příjmení a jméno: Valtová Karolína

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Význam dorsolumbální fascie ve spinální segmentální stabilizaci

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Votík

Počet stran: 68

Počet příloh: 10

Počet titulů použité literatury: 46

Klíčová slova: fascie, stabilizace, segment, stabilita, postura

Souhrn:

Bakalářská práce se zabývá důležitostí dorsolumbální fascie při spinální segmentální stabilizaci a snaží se více přiblížit, proč je její role tak významná.

V teoretické části je blíže popsáno anatomické složení dorsolumbální fascie, jakým způsobem je možné fascii vyšetřit a následně ošetřit, souvislost s hlubokým stabilizačním systémem, dále jsou v teoretické části práce popsány pojmy stabilita a stabilizace. Největší prostor je věnován různým způsobům hodnocení posturální motoriky.

Následně byly tyto možnosti hodnocení motoriky aplikovány do praktické části. Obsahem praktické části bylo posouzení vztahu fascie a stabilizačního systému páteře, kde byly zvoleny koncepty DNS a Australská škola, další složkou bylo měření úhlové rychlosti pomocí gyroskopu. Pro náš výzkum bylo zvoleno 10 probandů absolvující celkem tři měření všemi zvolenými metodami. Z naměřených hodnot během provedených měření jsou stanoveny závěry, které jsou více popsány v metodice práce.

Zjištěné výsledky zcela potvrzují, že fascie má na stabilizační systém páteře určitý vliv. Naměřené hodnoty jsou porovnávány napříč měřeními. V závěrečné diskuzi jsou rozebrány jednotlivé hypotézy a porovnány studie, dle kterých byla utvořena praktická část.

Annotation

Surname and name: Valtová Karolína

Department: Department of Physiotherapy and Occupational Therapy

Title of thesis: The meaning of dorsolumbal fascia in spinal segmental stabilization

Consultant: Mgr. Tomáš Votík

Number of pages: 68

Number of appendices: 10

Number of literature items used: 46

Keywords: fascia, stabilization, segment, stability, posture

Summary:

The subject of this bachelor thesis is the meaning of dorsolumbal fascia in spinal segmental stabilization. Moreover, it explains the important role of dorsolumbal fascia.

The theoretic section describes the anatomical composition of the dorsolumbal fascia more in depth, how the fascia can be examined and subsequently treated, its connection with the deep stabilization system and the concepts of stability and stabilization. The largest space is devoted to various ways of evaluating postural motor skills.

Subsequently, these possibilities of motor evaluation were applied to the practical part. The content of the practical part was the assessment of the relationship between the fascia and the stabilization system of the spine, where the concepts of DNS and the Australian school were chosen, another component was the measurement of angular velocity using a gyroscope. For our research, 10 probands were selected to complete a total of three measurements, using all selected methods. Conclusions are determined from the measured values during the performed measurements, more described in the methodology of the work.

The results confirm that there is a certain effect of fascia in the stabilizing system of spine. The measured values are compared across the measurements. In the final discussion, the individual hypotheses are analyzed and the studies, according to which the practical part was formed, are compared.

Obsah

Seznam zkratek.....	12
Seznam tabulek	13
Seznam obrázků	14
ÚVOD.....	15
TEORETICKÁ ČÁST.....	16
1 Dorsolumbální Fascie.....	16
1.1 Strukturální náhled na thoracolumbální fascii.....	16
1.2 Funkční náhled na thoracolumbální fascii.....	16
1.3 Vyšetření / ošetření fascie.....	18
2 Hluboký stabilizační systém	18
2.1 Charakteristika	18
2.2 Patologie	19
3 Stabilizační systém páteře	20
3.1 Stabilita a stabilizace	20
3.2 Instabilita	21
3.2.1 Flekční instabilita	22
3.2.2 Extenční instabilita.....	22
3.2.3 Laterální instabilita	22
4 Možnosti hodnocení posturální motoriky.....	23
4.1 Koncept spinální segmentální stabilizace.....	23
4.1.1 Lokální stabilizátory.....	24
4.1.2 Globální stabilizátory	24
4.1.3 Neutrální zóna	25
4.1.4 Neutrální poloha pánve	25
4.2 Testy Australské školy	25

4.2.1	Tonometr/ Stabilizér	26
4.3	Koncept DNS.....	27
4.3.1	Pojem postura	28
4.3.2	Základní principy posturálně lokomočních funkcí	28
4.3.3	Posturálně stabilizační funkce	29
4.3.4	Dynamické cvičení	29
5	Možnosti objektivizace motoriky	33
5.1	Úhlová rychlost.....	33
5.1.1	Gyroskop.....	34
	Praktická část.....	35
6	Cíl a úkoly práce	35
7	Hypotézy	36
7.1	Hypotéza 1	36
7.2	Hypotéza 2	36
7.3	Hypotéza 3	36
7.4	Hypotéza 4	36
8	METODIKA PRÁCE	37
8.1	Charakteristika sledovaného souboru.....	37
8.2	Postup vyšetření.....	37
8.2.1	Měření 1	37
8.2.2	Měření 2	40
8.2.3	Měření 3	40
8.3	Hodnocení a zpracování dat úhlové rychlosti.....	42
9	Výsledky	43
9.1	Hypotéza 1	43
9.2	Hypotéza 2	44
9.3	Hypotéza 3	45

9.4	Hypotéza 4	47
10	Diskuze	48
10.1	Diskuze k hypotéze 3	48
10.2	Diskuze k hypotéze 2	50
10.3	Diskuze k hypotéze 1	52
10.4	Aplikace do praxe	54
10.5	Limity práce	55
	Závěr	57
	Seznam zdrojů	58
	Seznam příloh	62
	Přílohy	63

SEZNAM ZKRATEK

CNS	centrální nervová soustava
CT	Computer Tomograph – diagnostická metoda
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
DLF/ TLF	Dorsolumbální fascie/ Thorakolumbální fascie
DNS	Dynamická neuromuskulární stabilizace
HK	horní končetina
HKK	horní končetiny
HSS	hluboký stabilizační systém
IMU	Inertial measurement unit, gyroskop
L	zkratka pro bederní obratel
mm.	musculi
mmHg	jednotka měřeného tlaku, miligram rtuti
MRI	Magnetická rezonance (z angl. magnetic resonance imaging)
n.	nervus
SIAS	spina iliaca anterior superior
SIPS	spina iliaca posterior superior
ROV	range of velocity (úhlová rychlost)
RTG	Rentgenové záření – diagnostická metoda
Th	zkratka pro hrudní obratel
tzv.	takzvaně

SEZNAM TABULEK

<i>Tabulka 1 měření gyroskopem.....</i>	<i>43</i>
<i>Tabulka 2 Fenomén tání.....</i>	<i>44</i>
<i>Tabulka 3 první měření tonometrem</i>	<i>45</i>
<i>Tabulka 4 třetí měření tonometrem</i>	<i>45</i>

SEZNAM OBRÁZKŮ

<i>Obrázek 1 Stabilizer</i>	27
<i>Obrázek 2 hodnocení 3D úhlová rychlost</i>	30
<i>Obrázek 3 Senzor IMU</i>	31

ÚVOD

Při práci s fasciemi můžeme objevovat nové a zatím ne zcela pochopené možnosti nejen v terapii, ale také v celkovém pochopení struktur fascií, jejich funkcí a celkové řízení lidského organismu. Serge Paoletti dokonce ve své knize o fasciích hovoří jako o „periferním mozku“, jenž je schopen autonomního rozhodování. Podle něj se při práci s fasciemi již nedá hovořit o terapii, ale spíše o komunikaci s inteligentní tkání (Paoletti, 2009). Nejnovější výzkumy se tak v souvislosti s touto tkání zabývají i tématy, které dosud patřily víceméně spíše jen do sféry spirituality.

Ještě dnes není fasciální systém zcela probádán, přitom je zde spousta studií, které dokazují, že fasciální systém, konkrétně dorsolumbální fascie, kterou jsme se v této práci primárně zabývali, je stěžejní pro naše zdraví. Narušení její funkce může způsobit poruchy pohybového aparátu, poruchy funkce vnitřních orgánů, kožní onemocnění a spousta jiných. (Hodges, 2013; Gracovetsky, 2017)

V současnosti přibývá více sedavého stereotypu života, včetně sedavých zaměstnání, a to vede k atrofii hlubokých stabilizačních svalů a jejich výpadku funkce zajišťující správnou stabilizaci páteře. Určitou roli ve stabilizační funkci má právě i námi sledovaná dorsolumbální fascie. Díky své anatomické struktuře a provázanosti s okolními svaly, které se do fascie upínají, je její hlavní funkcí zajistit stabilizaci páteře především při předklonu a následném napřímení. (Hodges, 2013)

Bakalářská práce představí význam dorsolumbální fascie pro pohybový aparát člověka. Hlavním cílem této práce je posoudit vliv fascie při segmentální stabilizaci páteře, zejména v bederní oblasti. Existuje více možností hodnocení testování motoriky. V teoretické části je v souvislosti se spinální segmentální stabilizací popsán koncept Australské školy, hodnocení stabilizačních funkcí dle konceptu Dynamické neuromuskulární stabilizace a hodnocení úhlové rychlosti v oblasti pánve pomocí gyroskopu. V praktické části jsou všechny tyto části aplikovány na 10 probandech.

TEORETICKÁ ČÁST

1 DORSOLUMBÁLNÍ FASCIE

Dorsolumbální fascie, nyní nazývána spíše jako thorakolumbální fascie představuje velmi rozsáhlou strukturu, které obsahuje především vazivovou složku. Rozkládá se od sacra, přes pánevní cristy, horní část zad až ke krku (Vleeming, a další, 2007). Obecně je fascii možné definovat jako pochvu, blánu nebo jiné shromáždění pojivové tkáně, které je oddělitelné od ostatních tkání. Formuje se pod kůží a prostupuje hlouběji, aby ukotvila, obalila, oddělila svaly a vnitřní orgány. (Stecco; Schleip, 2015)

Dorsolumbální fascie má velký význam pro celkovou statiku a stabilitu páteře. Významně tak ovlivňuje břišní a zádové svalstvo. Podle její funkce patří do velmi složitého, vazivového systému, který se nazývá zadní vazivový systém. Během posledních let zájem o dorsolumbální fascii, nebo – li thoracolumbální (dále TLF), výrazně stoupl hlavně díky její stabilizační funkci, kterou má zejména při předklonu a následném napřímení páteře. (Hodges, 2013)

1.1 Strukturální náhled na thoracolumbální fascii

Thorakolumbální fascii můžeme rozdělit na tři základní vrstvy. Přední hluboká vrstva je velice tenká, odstupuje z m. quadratus lumborum a upíná se na přední plošky lumbálních transverzálních výběžků. Střední vrstva leží za m. quadratus lumborum a zadní vrstva, jinak také vrstva povrchová, překrývá zádové svaly (Vleeming, a další, 2007). Vychází od trnů hrudních a lumbálních obratlů a rozkládá se od lumbosakrální oblasti až do oblasti hrudníku k oblasti m. splenius (Th5). V lumbální oblasti se rozepíná od erektorů trupu po crista iliaca a v sakrální oblasti pak od střední čáry až po spina iliaca anterior (dále SIAS). Tato vrstva je tak nejvýznamnější ze všech tří vrstev, z pohledu klinické problematiky, statiky a dynamiky páteře. (Čihák, 2011)

1.2 Funkční náhled na thoracolumbální fascii

Hlavní funkcí thorakolumbální fascie, jak již bylo zmíněno, je stabilizace páteře zejména při předklonu a následném napřímení. TLF je důležitá pro celkovou biomechaniku pohybu, díky své schopnosti k přesunu zatížení a přenášení síly z dolních končetin (dále DKK) na horní končetiny (dále HKK). (Janda, 1996)

„V rámci zřetězení sledujeme vztahy mezi trupem a končetinami a bereme celé tělo jako systém. Důležitou roli přitom hrají svalově - vazivové vztahy, které vytvářejí lumbosakrální spojení, podílející se na stabilizaci bederní oblasti a zajišťující přenos energie z horních končetin na dolní. (Janda, 1996)“

TLF pomáhá stabilizovat trup při mnoha pohybech, především do rotace. Funkčně se fascie rozděluje na aktivní a pasivní část. Aktivní část je spojena především s břišním svalstvem a je závislá zejména na kontrakci m. transversus abdominis. Pasivní část se rozepíná mezi pánví a trny obratlů L4-L5 a má tak velký podíl na stabilizaci lumbopelvicke oblasti. Její pružnost, ale také zároveň tendenci ke zkrácení vysvětlují její klinické vlastnosti. Povrchová vlákna TLF probíhají kaudomedálně a kaudolaterálně tzn. mřížovitě. Povrchová část fascie vytváří aponeurotický začátek m. latissimus dorsi, a proto změny v tomto svalu, jako je napětí nebo spasmus, mohou být následkem přetížení při repetitivních pohybech HKK. Mohou tak vyvolat mnohem rozsáhlejší poruchy, než pouze ve vlastním svalu. Latissimus dorsi může způsobit symptomatologii ramenního kloubu přes lopatku a hrudní páteř. Přes TLF jsou přenášeny síly do ramenních kloubů, bederní části páteře, pánve a obecně do horních a dolních končetin. Proto se kontrakce svalů promítají do fasciálního systému skrze tzv. „Pushing effect“. (Hodges, 2003)

Fascie slouží jako regulátor pohybu nebo jako přenašeč mechanického napětí v tahu, které může vzniknout svalovou aktivitou. Findley (2014) ve svém výzkumu prokázal, že právě během cvičení dochází k přenosu svalové síly na fascii. Vycházel z teorie, že během svalové kontrakce dochází ke zvětšování tloušťky svalových vláken a fascie obklopující sval je tímto nucena rozšířit se ve svém průměru, a tím svou délku zkrátit. Díky této teorii elasticity využil a navrhl speciální matematický vzorec, kterým charakterizuje sílu generovanou svaly na končetiny během svalové kontrakce a její přenos na okolní vlákna fascie. Důležitost funkce TLF byla také popsána S. Gracovetsky (2017), dle Gracovetskeho výzkumu ve flexi bederní páteře m. erector spinae začne po 20° flexi relaxovat. Ve 45° je m. erector spinae elektricky němý a síla je tak přenášena hlavně přes fascie. Tato reakce je obrácená při bolestech zad způsobené změnou přenosu sil z důvodu možné dysfunkce TLF. Langevin et al (2011) se touto hypotézou dále zabývala a zjistila, že existuje určitá spojitost mezi pojivovou tkání, její kluzností a bolestí bederní části páteře.

1.3 Vyšetření / ošetření fascie

Prvním krokem, přiložíme-li ruku na povrch pacientova těla, by mělo být soustředěno se na předmět vyšetřování či ošetřování. Zajímáme se o vlhkost, teplotu, konzistenci kůže, mechanickými vlastnostmi jako jsou odpor, posunlivost, protažlivost nebo zda byla vyvolána bolest. Terapeutovi ruce by neměly působit statickým tlakem, ale vždy by měly provádět jemné a účelné pohyby. Jestliže jsou měkké tkáně protahovány nebo vzájemně posouvány vrstvy proti sobě, vždy kromě tlaku je třeba působit pohybem, tj. registrovat současně pomocí receptorů pro tlak a pomocí proprioceptorů. Dotekem je vyvolána vždy reakce pacienta a tak zákonitě dochází ke zpětné vazbě. (Lewit, 2003)

„Jako zdroj informací nelze si nic dokonalejšího představit. Dostáváme se však do absurdní situace, kdy metoda, která dává nejbohatší informace je stigmatizována jako subjektivní, a proto jako nevědecká, zatímco veškerá technika je přinejlepším jen ubohá kopie mozku a citlivých rukou, je pokládána za vědeckou. (Lewit, 1996).“

TLF je vyšetřována tak, že pacient leží v poloze vleže na břiše s HKK volně položenými podél těla. Ruce terapeuta jsou přiloženy, neboli zavěšeny do vrstvy DLF na okraji krist. Fascie je protahována směrem kaudálním. Pacient by měl být vyzván pro pomalý výdech, tím se odpor ještě zvětší, poté pacienta vyzveme k hlubokému nádechu, při kterém dochází k následnému uvolnění fascie. Po dosažení předpětí terapeut vyčkává, zda – li se dostaví očekávaný fenomén uvolnění neboli tání, a tím normalizace funkce nejen DLF ale i svalů do fascie přilehlých. Tento manévr se opakuje do doby, než se fenomén tání dostaví. Terapeut sleduje také souměrnost uvolnění. Nulová posunlivost bývá charakteristická zejména v chronickém stádiu onemocnění. (Lewit, 2003)

2 HLUBOKÝ STABILIZAČNÍ SYSTÉM

2.1 Charakteristika

Dle Suchomela (2006) Hluboký stabilizační systém je v zahraniční literatuře popisován jako systém tvořený svaly, účastníci se na hluboké stabilizaci. Popisovaný systém je tvořen především lokálními stabilizátory, které vytvářejí punctum fixum pro globální stabilizátory, které se také částečně zapojují do správné činnosti tohoto systému. Za velmi důležitou funkci Hlubokého stabilizačního systému (dále HSS) je považována participace segmentálního pohybu. Postupné ovlivňování určitých segmentů chrání určitý úsek před postupným přetížením, zapříčiněné nadměrným vlivem vnějších a vnitřních sil.

Hlavním principem je svalová souhra zajišťující stabilizaci týkající se celého těla a všech pohybů.

Tyto svaly působí proti gravitační síle ve vzpřímeném postavení a během všech dalších pohybových aktivit člověka, jako je například stoj, sed, chůze, běh. Při správné součinnosti tohoto systému je umožněno správné nastavení a optimální tlak v kloubu kraniovertebrálním a ve skloubení vertebrocostálním, v kloubech intervertebrálních se současným zapojení intervertebrálních disků. Koordinací svalů je optimalizován tlak a postavení páteře s pánví. Jestliže dojde k porušení souhry těchto svalů, dochází tak ke vzniku různých svalových dysbalancí a k vertebrogenním potížím. (Kott et al., 2017)

Zapojení svalů HSS do stabilizace páteře je zcela automatický a především nezbytný proces. Na stabilizaci se nikdy nepodílí pouze jeden sval, nýbrž celý svalový řetězec. Zapojená stabilizační souhra svalů eliminuje působení vnějších sil působících na páteřní segmenty. Vzájemná synergie je tvořena flekční složkou, hlubokými flexory krku, bránicí, břišními svaly a muskulaturou pánevního dna. (Kolář a Lewit, 2005)

Dle Koláře (2006) dochází k souhře mezi ventrální a dorsální muskulaturou jednotlivých úseků. Skupinu ventrálních svalů tvoří svaly břišní a je důležitá jejich souhra s bránicí a svaly pánevního dna, kdy stabilizují páteř pomocí nitrobřišního tlaku. Do dorzální části svalů můžeme zařadit hluboké extenzory trupu, zejména mm. multifidi. Zásadní pro správnou stabilizační funkci páteře je funkční souhra mezi m. transversus abdominis a mm. multifidi a hlubokým fasciálním systémem v oblasti bederní a křížové. Díky upínajícím se svalům do thoracolumbální fascie a abdominální fascie mají hluboké břišní svaly vliv na lokální stabilizační systém páteře, tím tedy ovlivňují i stabilizaci bederního úseku páteře.

2.2 Patologie

Insuficientní hluboká stabilizace se objevuje zejména u dlouhotrvajícího sedavého způsobu života, kdy je lokální svalový systém inhibován. Změny v HSS můžeme pozorovat u jedinců s horním typem dýchání, kde vzniká nerovnováha mezi svaly funkční oblasti bederní páteře, m. transversus abdominis a bránicí. Poruchy stereotypu flexe trupu a abdukce v rameni jsou také provázeny nedostatečnou aktivitou svalů hluboké stabilizace. Insuficientní hluboká stabilizace je patrná i u zdravých jedinců, kteří subjektivně neudávají poruchy pohybového aparátu. Z uvedených příkladů je patrná provázanost HSS a celého pohybového aparátu. Princip hluboké stabilizace se opírá o znalosti globálních a lokálních

stabilizátorů, kostěné a vazové komponenty a o jednotlivé pohybové stereotypy. (Suchomel, 2006)

Jeden z hlavních důvodů vertebrogenních obtíží je způsob zapojení svalů do stabilizace. Jejich funkce také rozhoduje o kompenzaci poruchy, a to i při morfologických nálezech. Dle Koláře (2006) a O'Sullivan (2000) můžeme předpokládat, že insuficience stabilizační funkce svalů vede k nepřiměřenému zatížení svalů a kloubů, což může vést k akutním bolestivým atakám v oblasti zad, k chronickým bolestem zad a celkové instabilitě páteře. Jde o svalovou nerovnováhu při zapojení určitých svalových skupin během jejich stabilizační funkce. Jednotlivé segmenty páteře nejsou při pohybu dostatečně fixovány a tím dochází k rozšíření neutrální zóny (viz další kapitoly) a zvýšení biomechanických nároků na bederní páteř.

U pacientů, u kterých můžeme pozorovat akutní ataky v oblasti bederní páteře, dochází k atrofii mm. multifidi na straně, kde se propaguje bolest. Návrat jejich opětovné funkce není spontánní, a pokud tak nedojde k návratu této stabilizační funkce, dochází k často recidivujícím potížím. (Liebenson, et al, 1999)

3 STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE

3.1 Stabilita a stabilizace

Vymezení těchto pojmů se velice liší, často se různí autoři odlišují názory v pohledu na stabilizaci a stabilitu pohybového aparátu. V následujícím textu jsou shrnuty poznatky vztahující se k této problematice.

Na začátku této kapitoly je potřeba zmínit, že poloha těžiště rozhoduje o stabilitě těla. Těžiště je pomyslným bodem, do kterého je soustředěna veškerá hmotnost těla, neustále osciluje a mění svou polohu v závislosti na poloze jednotlivých částí těla. Během vzpřímeného vývoje lokomoce došlo k přesunutí těžiště do linie druhého a třetího sakrálního obratle. (Dylevský, 2009)

Podle Vařeky (2002) je možné z biomechanického hlediska stanovit těžiště pro každý segment těla zvlášť. Ve statických polohách se průmět těžiště celého těla promítá do opěrné baze. Při vychýlení průmětu mimo opěrnou bazi, dochází ke změně kontaktní plochy a je potřebný zásah vnějších sil, například formou hůlky nebo udělení kroku, tím dochází k rozšíření opěrné baze.

Dylevský (2009) rozlišuje stabilitu na dynamickou a statickou. Kdy dynamická stabilita má za úkol fixaci změn, ke kterým dochází právě při pohybu a je zajištěna svaly a

axiálními strukturami. Oproti tomu statická stabilita zajišťuje udržení klidové konfigurace páteře. Je zajištěna vazy, obratlovými těly a meziobratlovými destičkami. Z funkčního hlediska zajišťuje systém stabilizace ochranu míšních struktur a pružný přenos nárazů.

Panjabi (1992) vytvořil k odlišnosti všech názorů ustálený teoretický podklad, který je složený ze tří podsystémů. Tyto systémy společně pracují na dosažení stability páteře, vzhledem k zaujaté postuře, statické nebo dynamické zátěže. Konkrétně se jedná o subsystémy:

- a) Aktivní (svaly s přímým vlivem na páteř)
- b) Pasivní (obratle, disky, ligamenta)
- c) Neurální (aferece z receptorů)

Při dekompenzaci nebo nesprávného zapojení jednoho z výše uvedených podsystémů může dojít k následujícím reakcím v oblasti páteře: Nejméně zásadní změnou může být vznik reflexních změn ve svalu, které většinou vymizí pomocí autoreparačních schopností organismu a dojde tak k naprosté normalizaci funkce. Další z reakcí může být vypojení lokálních stabilizátorů páteře a tím se dostává celý stabilizační systém pod vliv globálních stabilizátorů. Dojde tím ke změně v procesu segmentální stabilizace páteře s konečnou normalizací funkce. Pokud dojde k vyčerpání těchto kompenzačních mechanismů, které zajišťují určitou kvalitu pohybového projevu, vznikají pro pacienta přímé důsledky v podobě bolestivých syndromů v oblasti bederní.

V pojetí posturálním, hovoří Kolář (2001), o centraci kloubu, kde popisuje určitou provázanost se stabilitou a stabilizací. Centrace kloubu je kloubní nastavení, které umožňuje optimální statické zatížení, je dáno také vyváženou svalovou aktivitou. V tomto případě je třeba uvažovat v kontextu celkové posturální situace s primární řídicí funkcí centrální nervové soustavy. Dynamická stabilizace segmentu vyjadřuje aktivní proces v určité poloze i během daného pohybu, tento proces poté vede ke stabilitě.

3.2 Instabilita

Instabilitu můžeme vnímat jako nefyziologické zapojení do stabilizační funkce osového orgánu. Panjabi (1992) definoval instabilitu osového orgánu jako poruchu neutrální zóny, kdy stabilizační systém není schopen udržet inetervertebrální neutrální zónu ve fyziologických parametrech. Segmentální instabilita, zejména bederní páteře, se projevuje chronickou recidivující bolestí zad s poruchou funkce. Při provedení bolestivého pohybu se snahou aktivace HSS dochází často k výraznému zmírnění bolestí. Dalším znakem instability může být neschopnost stabilizovat daný segment pomocí lokálních

stabilizátorů bederní páteře, čímž dochází ke stabilizaci pomocí náhradního stabilizačního mechanismu. To je zapojení globálních stabilizátorů bederní páteře a zvýšení nitrobršního tlaku při zátěži. Podle mechanismu úrazu, následného poškození tkání a dalších jiných faktorů, je možné instabilitu bederní páteře rozdělit na flekční instabilitu, extenční instabilitu, laterální a vícesměrovou instabilitu. (O'Sullivan, 2000; Richardson, 2004)

3.2.1 Flekční instabilita

Flekční instabilita bývá nejčastějším typem, během kterého si pacienti stěžují především na centrální bolesti zad související s flekčně rotačním poraněním páteře, nebo opakující se zátěží při takových činnostech. Pacienti s instabilitou tohoto typu nejsou schopni udržet semiflekční polohu trupu. Flekční instabilita se vyznačuje ztrátou bederní lordózy v nestabilním segmentu zvýrazňující se při flexi trupu a posteriorním klopením pánve. Často bývá spojena s hypertonelem vzpřimovačů trupu. Pacienti nejsou schopni nastavení neutrální polohy pánve nejčastěji v sedu či v poloze kvadrupedální. Aktivace lokálních stabilizátorů v oblasti postiženého segmentu je nemožná a je spojena s výraznou aktivitou thorakolumbálních vzpřimovačů trupu a *m. obliquus abdominis externus*. (O'Sullivan, 2000; Richardson, 2004;)

3.2.2 Extenční instabilita

Extenční nestabilita souvisí s bolestivostí extenčně rotačního poranění páteře, nebo opakovaných poranění např. při sportovních aktivitách. Zhoršení obtíží se objevuje při běhu, rychlé chůzi, plavání aj. Instabilita se vyznačuje hyperlordózou v oblasti nestabilního segmentu, anteriorním sklopením pánve a hypertonelem v přetížené oblasti. Pohyb z flekčního držení zpět do vzpřímení bývá bolestivý. Dochází k nadměrné aktivitě gluteálních svalů, vzpřimovačů trupu a *m. rectus abdominis*, *m. obliquus abdominis externus*. (O'Sullivan, 2000; Richardson, 2004;)

3.2.3 Laterální instabilita

Laterální instabilita, jinak také laterální shift je obvykle jednostranný a bývá spojen s jednostrannou bolestí zad. Pacienti s tímto nálezem mají potíže s rotací trupu ve flexi v jednom směru. Instabilita se vyznačuje ztrátou bederní lordózy, která je spojena s laterálním posunem ve stejném segmentu. Při palpaci mm. multifidi nalézáme klidový tonus na ipsilaterální straně shiftu, na kontralaterální straně je výrazný hypotonus. Laterální posun se zdůrazní při stožení na ipsilaterální DK, při chůzi i při flexi trupu, která bývá často bolestivá. (O'Sullivan, 2000; Richardson, 2004;)

4 MOŽNOSTI HODNOCENÍ POSTURÁLNÍ MOTORIKY

Existuje velké množství možností, jakým způsobem se testují motorické vlastnosti člověka. Pro hodnocení kvality pohybu jsou často kladeny nároky i na vyšetřujícího, který musí sám oplývat jakousi motorickou empatií a mít i dostatečné zkušenosti, díky nimž může snadněji rozpoznat kvalitu pohybu. (Véle, 2006)

Mezi metody testující motorický projev člověka můžeme zařadit například goniometrii, klinické testování, celkové hodnocení dynamické stability pomocí úhlové rychlosti gyroskopu. Subjektivně je možno hodnotit i např. funkční zapojení bránice, kterým se zabývají různé koncepty (dále v dalších kapitolách).

4.1 Koncept spinální segmentální stabilizace

Tento koncept, který se zabývá spinální segmentální stabilizací, byl více popsán tzv. Australskou školou. Tito australsí autoři vytvořili na základě tohoto konceptu systém diagnostických i terapeutických postupů zaměřující se především na bederní oblast.

Zakladatelé konceptu udávají, že pro správný fyziologický vývoj páteře a jejího následného napřímení je důležitá správná koaktivace mezi ventrální a dorsální muskulaturou trupu, společně s aktivací primárně lokálních stabilizátorů. Přímou segmentální stabilizaci v oblasti bederní páteře zajišťují mm. multifidii. Dle konceptu Australské školy je, společně se stabilizací pomocí mm. multifidii, nezbytně nutné dosažení optimálního intraabdominálního tlaku, který funguje jako přední stabilizátor bederní páteře. Dle Australské školy je tento nitrobřišní tlak regulován aktivací bránice, m. transversus abdominis, m. quadratus lumborum a pánevní dno. Vzhledem k tomu, že je zde důležitá účast pánevního dna, která se podílí na správné koaktivaci, je důležité nastavení pánve, konkrétně tedy sklon pánve. Pánev by měla být udržována v neutrální pozici. Fasciální systém se účastní na stabilizaci páteře prostřednictvím úponů břišních svalů do TLF. (Hodges, 1999; O'Sullivan, 2009; Richardson et al., 2004)

Funkční souvislost m. transversus abdominis a bránice popisuje Hodges (1996). U jedinců, kteří udávají bolest v oblasti bederní páteře aktivace m. transversus abdominis zcela chybí, nebo je částečně opožděna. Tato reakce vede k rozšíření neutrální zóny a zvýšení biomechanických nároků na daný segment.

Autoři konceptu spinální segmentální stabilizace rozlišují svaly, které se podílejí na stabilizaci páteře na skupiny lokálních nebo globálních stabilizátorů páteře (viz. Příloha 2). Tyto svalové skupiny se od sebe liší anatomicky, fyziologicky a samozřejmě i stabilizační funkcí. (O'Sullivan, 2000)

4.1.1 Lokální stabilizátory

Lokální stabilizátory mají průběh intersegmentální, výjimkou je m. transversus abdominis, díky tomu jsou zodpovědné právě za přímou segmentální stabilizaci a přímou kontrolu neutrální zóny. Při jejich včasné a dobré aktivaci je daný segment lépe chráněný před určitým přetížením. (Špringrová, 2010)

Mezi lokální stabilizátory bederní páteře můžeme zařadit: m. transversus abdominis, mm. multifidi, dále sem patří i svaly upínající se do oblasti bederní páteře – m. quadratus lumborum, m. psoas major, m. iliocostalis lumborum, m. longissimus, bránice a s ní posteriorní vlákna m. obliquus abdomini internus, upínající se do thorakolumbální fascie, která je součástí celého lokálního stabilizačního systému. Mm. multifidi jsou důležité pro zachování správné stabilizace v oblasti bederní páteře. Aktivita hlubokých břišních svalů, přes thorakolumbální fascii, zajišťuje rotační i laterální stabilizaci páteře při zachování intraabdominálního tlaku. (O'Sullivan, 2000)

Suchomel (2006) tvrdí, že lokální stabilizátory, z hlediska histologické struktury, jsou převážně zastoupeny svaly „tonickými“. Dalo by se říci, že tyto svaly se řadí do I. typu svalových vláken neboli vláken pomalých. Nástup svalové kontrakce je pomalejší, ale o to větší schopnost má sval v této kontrakci vytrvat.

4.1.2 Globální stabilizátory

Globální svalový systém zahrnuje především velké, povrchové svaly, upínající se na jednotlivé obratle. Tyto svaly mají multiartikulární průběh, kdy často jdou přes více kloubů, některé z nich dokonce pracují ve funkčních svalových smyčkách či řetězcích. Globální svalový systém je zodpovědný za vnější stabilitu trupu bez přímého vlivu na osový orgán. Tyto stabilizátory jsou tzv. „převodníky sil“. Umožňují přenos vnějších sil mezi trupem a končetinami, tím kontinuálně minimalizují zatížení osového orgánu. Globální stabilizátory se převážně účastní na silovém a rychlém pohybu. Jsou velmi důležitou součástí stabilizačního systému páteře, avšak při insuficienci lokálních stabilizátorů dostatečně nedokážou zajistit správnou stabilizaci páteře. (O'Sullivan, 2000; Richardson et al., 2004; Suchomel, 2004)

Mezi globální stabilizátory můžeme zařadit: m. rectus abdominis, m. obliquus internus a externus, m. longissimus thoracis, m. iliocostalis thoracis, m. iliopsoas, m. erector spinae, m. latissimus dorsi, m. gluteus maximus, m. biceps femoris. I tady podle Richardsona et al. (2004) můžeme říct, že spolu komunikují přes jednotlivé listy thoracolumbální fascie.

Správná koaktivace globálních stabilizátorů zaručí správné zajištění polohy osového orgánu. Při zvýšené zátěži těchto stabilizátorů může dojít k nárůstu tlakové síly, která působí na bederní páteř. Vyvolá tak zvýšení tlaku mezi obratlovými destičkami a je jedním z rizikových faktorů pro vznik bolesti nebo degenerativního onemocnění páteře. I při jednoduchých funkčních pohybech může nadměrná aktivita globálních stabilizátorů vyvolat bolest v oblasti bederní páteře. (Richardson et al., 2004)

4.1.3 Neutrální zóna

Jak již bylo výše zmíněno, s pojmem „neutrální zóna“ pracují především zakladatelé konceptu Australské školy, kde je udržení neutrální zóny a nastavení neutrální polohy pánve velmi důležitou součástí celého konceptu. Neutrální zóna má vztah k pohybu jednoho obratle vůči pohybu druhého obratle a je tak podřízena přímé kontrole svalů hlubokého stabilizačního systému. Představuje poměrně malý rozsah pohybu obratle, kterému je kladen minimální odpor kostěných, vazivových a svalových struktur. (Richardson et al, 2004; Hodges, 2003)

Dle Lewita (2003) se o tomto prostoru můžeme palpačně přesvědčit v rámci vyšetření „Joint Play“. Můžeme tak říci, že oblast neutrální zóny je prostorem před dosažením fyziologické bariéry.

4.1.4 Neutrální poloha pánve

Dle Australské školy neutrální poloha znamená nastavení páteře jako celku, obsahuje také postupné nastavení pánve, hrudníku a hlavy. Za neutrální polohu pánve je možno považovat takové nastavení pánve, kdy SIAS a SIPS jsou spolu v jedné linii. Je to tedy takové postavení pánve, které odpovídá střednímu postavení mezi maximální retroverzí a antevertí pánve. Tím představuje biomechanicky nejvýhodnější pozici pro celkové rozložení tlaku, působících sil na páteř a díky tomu, je zajištěn minimální tlak na intervertebrální klouby, meziobratlové disky a další měkké tkáně. (Richardson et al, 2004)

4.2 Testy Australské školy

Podle Palaščíkové Špringrové (2010) je důležité vyšetření stabilizační funkce svalů, nejen podle svalového testu, ale také podle zapojení svalů v konkrétní stabilizační funkci, kde jeho aktivace může být nedostatečná. Proto je potřeba vyšetřovat pomocí testů, které hodnotí kvalitu způsobu zapojení svalů do stabilizační funkce. Mezi takové můžeme zařadit ty, které vycházejí z konceptu Australské školy a motorické ontogeneze dle Koláře (2009).

Testy z konceptu Australské školy, jak, se zaměřují především na hodnocení funkce m. multifidi a m. transversus abdominis. Testuje se schopnost dosažení fyziologického zakřivení páteře a schopnost aktivace svalového korzetu trupu. Při celkovém hodnocení svalového korzetu je pacient instruován, aby se pokusil „vtáhnout/aktivovat“ spodní část břicha. Je velmi důležité, aby byl pacient schopen dosáhnout fyziologického zakřivení páteře a to z důvodu ochrany kloubu a celkového rozložení tlaku na páteř. Vědomá aktivace hlubokého stabilizačního systému vycházející z Australské školy zahrnuje určitý management terapie, do kterého je třeba zahrnout nácvik neutrální polohy pánve, izolovanou kontrakci svalů, bez zapojení globálních stabilizátorů, koaktivace svalů při současném nácviku dýchání v neutrální poloze a zařazení aktivace dynamické stabilizace do běžných denních činností. (Špringrová, 2010)

Tyto specifické testy je možno testovat ve třech polohách:

1. *Testování stabilizační funkce vleže na břiše:* stabilizer nahustíme na 70 mmHg (tonometr na 40 mmHg), tlak by měl klesnout o 6-10 mmHg.
2. *Testování stabilizační funkce vleže na zádech s pokrčenými DKK:* stabilizer v této poloze nahustíme na 40 mmHg (tonometr na 25 mmHg), tlak by se měl maximálně zvýšit o 5 mmHg. Zvýšení tlaku nad 15 mm Hg značí nadměrnou aktivitu globálních stabilizátorů, naopak nadměrné snížení značí aktivitu m. iliopsoas.
3. *Testování stabilizační funkce vleže na zádech s elevací DKK:* stabilizer nahustíme na 40 mmHg (tonometr na 25 mmHg), tlak by měl setrvat na výchozí hodnotě.

Stabilizér (tonometr) je vždy umístěn mezi podložkou a bedry, případně břichem pacienta. Terapeut palpuje aktivitu břišní stěny mediokaudálně od SIAS. Pacient se při každém z testů snaží aktivovat m. transversus abdominis a oploštit tak břišní stěnu k páteři, bez souhybu pánve, celkově s výdrží zhruba 10-15sekund. Uvedené testy je také možno využívat v terapii. Pokud se pacientovi nedaří vtáhnout a aktivovat spodní část břicha bez jakéhokoliv souhybu pánve a páteře, terapeut nepocítuje žádnou změnu tlaku při palpaci m. transversus abdominis, může to znamenat dysfunkci hlubokého stabilizačního systému.

4.2.1 Tonometr/ Stabilizér

Tonometr nebo stabilizér, je zařízení, které zajišťuje zpětnou vazbu o kvalitě a přesnosti pohybu, při testování hlubokého stabilizačního systému. Zpětnou vazbu nám

poskytuje na základě monitorace bederní páteře. Sleduje aktivitu svalů stabilizující bederní páteř a prostřednictvím informací o změně tlaku, který je vyvíjen při aktivaci svalů hlubokého stabilizačního systému na páteř, poskytuje zpětnou vazbu. (Špringrová, 2010)

Obrázek 1 Stabilizer



Zdroj: vlastní

4.3 Koncept DNS

Dynamická neuromuskulární stabilizace (dále DNS) je moderní metodou, která se snaží ovlivnit stabilizační funkci při využití obecně platných principů, vycházející z ontogenetického vývoje, přičemž jde o vrozené pohybové programy. Definuje tak dechový vzor, posturu a pohyb, prostřednictvím tzv. vývojových milníků a specifických svalových souher. V pozicích posturálně lokomočních řad nebo při nácvičku přechodů mezi těmito pozicemi aktivujeme svaly do ideálních svalových řetězců, což nám umožňuje modulovat automatické zapojení svalu v jeho hlavní posturální funkci. Cvičení obvykle začíná ovlivněním trupové stabilizace neboli hlubokého stabilizačního systému. Při volbě cvičební jednotky je potřeba respektovat, že posturální síla musí vždy odpovídat síle svalů zpevněním segmentu. Tyto funkce probíhají zcela automaticky a jen stěží je možné, aby byly ovlivněny vůlí. (Kolář, 2009)

4.3.1 Pojem postura

Postura je aktivní držení segmentů, řízené CNS podle určitého programu a realizovaného anatomicky definovaným pohybovým systémem při respektování biomechanických principů. Postura vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu, tedy páneve, trupu, krku a hlavy. Zaujetí a udržení postury je rozhodující součástí všech motorických programů. K provedení optimálního pohybu je zapotřebí zaujmout a udržet optimální posturu tzv. vzpřímené držení těla. (Vařeka, 2002; Kolář, 2009)

4.3.2 Základní principy posturálně lokomočních funkcí

Dle Koláře (2015) mezi základní principy vrozených posturálně lokomočních funkcí odrážející se v metodice DNS patří:

1. Základní lokomoční stereotyp, který je složen ze stabilizace trupu a z náročných či opěrných funkcí končetin. Tento pohyb se odehrává v otevřených nebo uzavřených kinematických řetězcích.
2. Během posturálního vývoje uzrává náročná a opěrná funkce v plném rozsahu pohybu, který zajišťuje a umožňuje lidský kloub. Příkladem může být dokončená náročná fáze DK při lokomoci, která je ve flexi 120° (lokomoce na čtyřech, přechod z šikmého sedu do tripodu apod.). Po jejím dokončení následuje fáze opěrná.
3. Funkční centrace kloubu, tzn. postavení v kloubech odpovídá jejich optimálnímu biomechanickému zatížení. V každé z fází je maximální kontakt kloubních ploch.
4. Mezi náročnou a opěrnou funkcí existuje časová souhra. Fyziologicky náročná fáze jedné končetiny začíná synchronně se začátkem opěrné funkce druhé končetiny. Za patologii lze považovat stav, kdy náročná fáze předchází opěrnou.
5. Za důležitý faktor je nutno považovat propojenost rozsahu pohybu HKK a DKK. To znamená, že délka nároku DKK odpovídá náročné a opěrné funkci HKK.
6. Lokomoční stereotyp je globální integrovaná funkce. Nikdy nemůžeme ovlivnit postavení jednoho segmentu bez návaznosti na globální posturální funkci. Porucha stabilizační funkce trupu se projeví na akrální posturální funkci a opačně.

Aby nedocházelo k přetížení měkkých tkání a skeletu, musí svalová aktivita, resp. centrální nervový systém a vazivový aparát, zajistit, že zpevnění segmentu se děje v centrovaném postavení kloubu, kdy jde o neutrální polohu. Předpokladem je rovnováha mezi svaly v celém biomechanickém řetězci a také mezi vynaloženou stabilizační svalovou

silou a velikostí zevní síly. Některé anatomické odchylky mohou velice ovlivnit stabilizaci kloubu, tuto situaci však může správně zvolené cvičení kompenzovat. U pacientů s poruchami stabilizační funkce svalu se začíná cvičením, které se zaměřuje na zlepšení stereotypu stabilizujícího trupu. Nelze cvičit lokomoci bez předchozí aktivace trupu, jako celku. Při posturálním vývoji je stabilita trupu spojena s respirační aktivitou, která se objeví jako první ve výchozí pozici. Hrudník, pánev a páteř tvoří společný základ pro všechny pohybové činnosti. Souhra, která mezi nimi vzniká, je základem pro všechny další způsoby cvičení. (Kolář, 2015)

4.3.3 Posturálně stabilizační funkce

Dle Lewita (2013) má bránice především funkci respirační, ale mezi její další velmi důležité funkce patří posturálně stabilizační funkce.

„Pokud je dechový stereotyp nesprávný, pak nemůže být optimální ani žádný jiný pohyb. (Lewit, 2003)“

Bránice se během nádechu oplošťuje a pohybuje se směrem dolů, tím je punctum fixum vytvořeno na spodní části žeber, ty se při nádechu rozšiřují do strany. Obsah břišní dutiny je stlačen a dochází ke zvýšení nitrobřišního tlaku. Během výdechu se bránice nevrací zcela do původní pozice, záleží na nárocích prováděného výkonu, čím větší zatížení je, tím více bránice klesá. Během vzniku nitrobřišního tlaku dochází k facilitaci svalů břišní dutiny. Díky jejich napnutí dochází ke streči thoracolumbální fascie. Správná aktivace nám způsobí cylindrický tvar břišní stěny. Při nesprávném zapojení bránice do posturálně stabilizační funkce mohou vzniknout poruchy jako je syndrom přesýpacích hodin nebo naopak syndrom otevřených nůžek. Respirační funkce bránice je však nadřazena funkci stabilizační a může tak ovlivnit kvalitu fyzického pohybu. (Lewit, 2013; Kolář, 2015)

4.3.4 Dynamické cvičení

Principy dynamické neuromuskulární stabilizace je u řady pacientů potřeba aplikovat nejen ve statických polohách, ale také při dynamických pohybech, a to vedením z jedné polohy do druhé. Vývojová řada tak umožňuje, při dodržení principu paralelního nastavení osy centrum tendineum bránice a pánevního dna (vyvážená stabilizace trupu), zařazení opěrné a nákročné funkce tak, aby docházelo k fyziologickému zapojení svalů končetin společně se stabilizační funkcí svalstva kořenových kloubů. Dynamické cvičení lze provádět v symetricky vyšších polohách bez diferenciací končetin. Například pohyb do náklonu v kvadrupedální pozici, v pozici medvěda nebo v hlubokém dřepu. Dynamická

cvičení umožňují nácvik základních stereotypů pohybu v otevřených i uzavřených kinematických řetězcích. (Kolář, 2015)

K vyšetření posturálních funkcí je používán soubor cílených testů dle konceptu DNS. V tomto konceptu je využíváno výhodných a přirozených poloh. Během vyšetření je možné testovat schopnost pacienta udržet segment v neutrálním postavení, vyváženost svalové aktivity a její iradiaci do celého systému, kompenzační mechanismy. Hlavními indikátory insuficience posturální stability trupu je především inspirační postavení hrudníku, tedy s ním spojený špatný stereotyp dýchání a neschopnost napřímení Th páteře. Mezi další faktory mohou patřit konkavita v tříselné oblasti a v oblasti zevních rotátorů, hyperaktivita horní parce m. rectus abdominis. Při insuficienci můžeme sledovat i poruchu během izolovaného pohybu a sním spojenou poruchu relaxace.

Literatura udává celkem 11 testovacích pozic sledující nastoupení správné svalové aktivity a ozřejmení funkce HSS, dle konceptu DNS (Kolář, 2009; Kobesová et al., 2020).

1. **Test flexe hlavy:** pacient je v poloze vleže na zádech, zvedne hlavu a podívá se na kolena, špičky.
Správné provedení je s plynulou obloukovitou flexí krční páteře a hlavy, vyváženost aktivity břišních svalů a udržení hrudníku v neutrálním postavení.
2. **Test extenze hlavy:** pacient je v poloze vleže na břiše, zvedne hlavu a dochází i k mírnému záklonu trupu.
Správné provedení je s vyváženou aktivací laterodorzální parce břišních svalů, neutrální poloha pánve a plynulá extenze celé páteře. Sledujeme aktivitu paravertebrálů, hamstringů a gluteálních svalů, ty jsou nežádoucí.
3. **Test nitrobřišního tlaku vleže:** pacient má nohy podložené v trojflexi a roztlačuje břišní dutinu proti odporu terapeuta.
Správné provedení je dosažení cylindrického tvaru břišní stěny bez nežádoucích souhybů pánve a páteře.
4. **Elevace horních končetin:** pacient provádí elevaci HKK do 120° vleže na zádech s nataženými DKK.
Správné provedení je izolovaný pohyb horních končetin bez souhybu hrudníku, fixace dolních žeber s aktivitou břišních svalů.
5. **Flexe trupu:** pacient je v poloze vleže na zádech, zvedne hlavu a podívá se na kolena, špičky.

Správné provedení je s plynulou obloukovitou flexí krční páteře a hlavy, vyváženost aktivity břišních svalů a udržení hrudníku v neutrálním postavení. (viz test 1)

6. **Dřep:** výchozí pozicí je stoj s mírně rozkročenými DKK na šířku pánve, pacient provede pomalý dřep.

Při správném provedení tohoto testu jde v souhře flexe v hlezenních kloubech, kolenních i kyčelních kloubech. Koleno nepředbíhá špičky a páteř zůstává napřímená. Sledujeme také kontakt prstů s podložkou a rozložení svalové aktivity plosky.

7. **Medvěd:** pacient drží postavení DKK a HKK jako při pozici kvadrupeda, hrudník je v kaudálním postavení, pořad je přítomna snaha udržet cylindrický tvar břišní stěny, sedací kosti směřují ke stropu, opora je o otevřené dlaně a přední část chodidel.

Při správném provedení páteř je napřímená, lopatky jsou centrovány do kaudální pozice, kolena jsou ve stejné linii jako kyčle, opora je o celou část dlaně.

8. **Brániční test:** pacient sedí v korigovaném sedu, chodidla jsou bez opory, HKK se nachází volně podél těla, páteř je napřímená. Terapeut palpuje oblast posledního mezižeberního prostoru, laterálně od paravertebrálních svalů.

Správné provedení je aktivace laterální skupiny svalů břišních společně s rozšířením hrudníku v kaudálním postavení. Hodnotí se kvalita stereotypu dýchání a svalová aktivita, případně symetrie.

9. **Flexe v kyčli:** pacient je v korigovaném sedu, snaží se aktivovat nitrobřišní tlak proti odporu terapeuta, následně provede mírnou flexi v kyčli.

Správné provedení je bez souhybů pánve a páteře, udržení cylindrického tvaru břicha a kaudálního postavení hrudníku.

10. **Pozice na všech čtyřech končetinách (kvadruped):** pacient je v pozici na všech čtyřech končetinách, DKK svírají úhel 90°, HKK se nachází pod ramenními klouby. Opora by měla být o celé dlaně. Pacient je vyzván pro pohyb vpřed a vzad v sagitální rovině.

Správné provedení je s neutrálním postavením pánve, správně centrovanými klouby HKK a DKK, udržení napřímené páteře a aktivací nitrobřišního tlaku.

11. **Test nitrobřišního tlaku vsedě:** pacient je v korigovaném sedu a snaží se o aktivní zapojení nitrobřišního tlaku proti odporu terapeuta.

Správné provedení je opět dosažení cylindrického tvaru břišní stěny bez souhybů pánve a páteře. (viz test 3)

5 MOŽNOSTI OBJEKTIVIZACE MOTORIKY

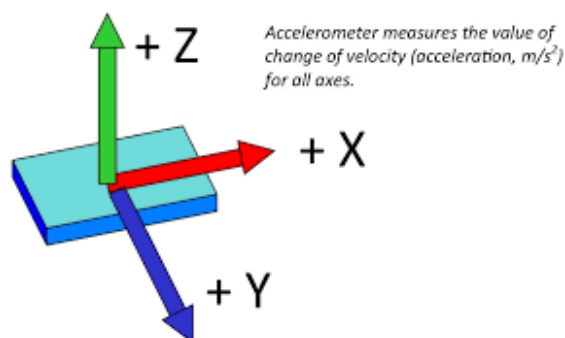
V rámci objektivizace motoriky dělíme metody hodnocení pohybu na dynamickou analýzu pohybu a kinematickou analýzu pohybu. Do metod kinematické analýzy lze zařadit také hodnocení úhlové rychlosti. Další metody přístrojové objektivizace nejsou předmětem této práce, a proto nebudou více popisovány.

5.1 Úhlová rychlost

Úhlová rychlost je veličinou při hodnocení posturální stability gyroskopem. Dalo by se říci, že je to rychlost změny v úhlovém posunu, nebo rychlost pohybu, při kterém je dosažen určitý úhel. (Richards et al., 2003)

Na základě úhlové rychlosti je možné určit orientaci daného segmentu nebo končetin v 3D prostoru. Množství rotace je spočítáno spojením úhlové rychlosti v místě vibrace. Akcelerometr měří také zrychlení, které může být použito k odchýlení senzoru vůči gravitaci. IMU (inertial measurement unit) je závislé na teplotě, tlaku a výškových změnách. Když nejsou tyto změny upraveny, představuje to zkreslená data, a proto je důležité, aby naměřená data prošla filtrem, který tyto odchylky dokáže upravit. Zachycení frekvence senzorem IMU je důležité, protože senzor dokáže odhadnout, co se stane s ohledem ve vztahu k dané pozici, orientaci mezi každým datovým bodem (data point), to může znamenat, že skutečný pohyb může být ztracen a nahrazen zkreslenými daty o pohybu, jestliže je senzor nastaven, aby zachytával data pouze o nízké frekvenci. Jejich přesnost je závislá na kvalitě kombinovaných sensorových systémů a algoritmů použitých při počítání 3D pohybu v každém segmentu. Úhlová rychlost je považována za velmi objektivní a zároveň senzitivní metodu. Během hodnocení senzorem IMU, získáváme určitý vhled do problematiky při analýze pohybu. (Brabants et al, 2018)

Obrázek 2 hodnocení 3D úhlová rychlost



Zdroj: https://www.wikiwand.com/en/Angular_velocity

5.1.1 Gyroskop

Dle studie A. Brabantse (Brabants et al, 2018), měříme zrychlení a úhlovou rychlost pomocí akcelerometru a gyroskopu (IMU) při 148Hz. Hodnocení posturální stability pomocí IMU je založeno na měření posturálních výkyvů. Senzor IMU má potenciál být použit při hodnocení během klinického vyšetření s možností využití balančních ploch. Ztráta stability může mít negativní dopad na kvalitu života a přináší tak sebou riziko opakovaných zranění při návratu ke sportu. Hodnocení posturální stability senzorem IM je založeno na měření různých výchylek měřeného segmentu a tím je možné hodnotit výkyvy posturální. Toto měření bere v úvahu lineární akceleraci těžiště celého těla spíše než pohyby jednotlivých segmentů. Úhlové a lineární měření probíhá v 3D prostoru. Kromě toho, že zařízení IMU je schopno hodnotit pohyb ve 3D prostoru má mnoho dalších výhod. Mezi jeho další výhody patří velikost, je malý a lehký, to umožňuje snadnou manipulaci. Sensory mohou být připevněny k jakékoliv části těla, často mají na „palubě“ datové úložiště nebo schopnost bezdrátového přenosu dat.

Obrázek 3 Senzor IMU



Zdroj: <https://www.delsys.com/downloads/USERSGUIDE/trigno/wireless-biofeedback-system.pdf>

PRAKTICKÁ ČÁST

6 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

Cílem této práce je zhodnotit, jaký vliv má cílené cvičení ovlivňující dorsolumbální fascii ve smyslu posturální stability. Význam dorsolumbální fascie je v dnešní době, často řešeným tématem a je mnoho studií, zabývajících se právě vlivem fascie na posturální funkci páteře a správné funkce hlubokého stabilizačního systému. Pro naše hodnocení jsme zvolili hodnocení dle studií A. Brabantsona (2018) pomocí gyroskopu senzorem IMU Delsys Trigno, hodnocení tonometrem dle Palaščákové Špringrové (2010), ošetření dorsolumbální fascie měkkými technikami dle Lewita (2003) a strategicky zvolenými cviky z konceptu DNS dle Koláře et al (2020).

7 HYPOTÉZY

7.1 Hypotéza 1

Předpokládám, že ROV1 bude stejný, jako ROV3.

7.2 Hypotéza 2

Předpokládám, že po třech měsících provádění vybraných cviků, nedojde ke snížení času fenoménu tání, při sledování TLF.

7.3 Hypotéza 3

Předpokládám, že naměřené hodnoty na stabilizátoru budou stejné při prvním a třetím měření.

7.4 Hypotéza 4

Předpokládám, že hodnoty naměřené gyroskopem budou v souladu s testováním dle Australské školy.

8 METODIKA PRÁCE

8.1 Charakteristika sledovaného souboru

Ke sledování, jaký vliv má dorsolumbální fascie na segmentální stabilizaci, bylo vybráno deset zdravých probandů. Věkové rozmezí celého sledovaného souboru bylo od 23 – 50 let. Všichni vybraní členové jsou sportovně aktivní, alespoň 3-4x týdně. Žádný z probandů si nestěžoval na permanentní bolest zad.

Hlavním kritériem pro vyloučení ze sledovaného souboru bylo zranění pohybového aparátu, neurologický či ortopedický nálezn. Jedním z vylučujících faktorů byla i bolest. Všechny tyto kritéria by znemožnila či omezila měření.

Prohlašuji, že souhlasy od sledovaných probandů jsou vyplněné a podepsané u autora práce.

8.2 Postup vyšetření

Celkem byly provedeny 3 měření. Mezi druhým a třetím měřením probandí byli zaučeni na cvičení, které prováděli doma, každý den po dobu dvou měsíců. Cvičení, které bylo prováděno doma, obsahovalo stejné složky cvičební jednotky jako při samotném měření. V prvním a posledním měření byly měřeny všechny části, ve druhém měření bylo vynecháno hodnocení tonometrem a ošetření DLF.

8.2.1 Měření 1

Během prvního měření, které u každého z probandů bylo provedeno na začátku měsíce listopadu, byli probandí seznámeni se všemi částmi měření k mé bakalářské práci. Do prvního měření bylo zahrnuto vyšetření a ošetření TLF, byl do tabulky zanesen čas měřený na stopkách, kdy se dostaví fenomén tání. Vyšetření TLF probíhalo na masážním lehátku, kdy proband ležel v poloze na břicho s volně položenými HKK podél těla. Proband byl vyzván, aby se hluboce nadechl a následně volně vydechl. Ruce terapeuta byly položeny na oblast bederní části TLF, prsty terapeuta směřovali směrem kaudálním. Ruce byly po celou dobu volně položeny, dalo by se říci zavěšeny o pánevní krysty.

Následně bylo využito, že se proband již nachází na masérském lehátku a rovnou jsme navázali na hodnocení tonometrem, ve třech pozicích. A to vleže na břicho, vleže na zádech s pokrčenými DKK a vleže na zádech s elevací DK. Naměřené hodnoty byly opět zaznamenávány do tabulek. V první měřené pozici vleže na břicho byl tonometr umístěn mezi podložku a břicho pacienta, nahuštěn na hodnotu 70mmHg. Pacient byl vyzván k aktivaci břišních svalů, bez souhybu páteře a pánve s výdrží 10sekund.

Dle Australské školy byl pacientovi zadán pokyn: „vtahujte/ oplošťujte břišní stěnu a aktivujte okolní svaly s hlubokým nádechem. Tlak by měl maximálně klesnout o 10% výchozí hodnoty, tedy o 6-10mmHg. Ve druhé měřené pozici vleže na zádech s pokrčenými DKK byl tonometr umístěn mezi bederní oblast páteře a podložku, nahuštěn na 40mmHg. Pacient byl opět vyzván k aktivaci svalů. Tlak by se v tomto případě měl zvýšit maximálně o 5mmHg. V poslední měřené pozici vleže na zádech s elevací DK byl tonometr opět umístěn mezi bederní oblast a podložku, nahuštěn opět na 40mmhg. Pacient aktivoval m. transversus abdominis, snažil se oploštit břišní stěnu a elevovat jednu DK s výdrží 10sekund, poté elevoval druhou DK. Cílem bylo, aby tlak po celou dobu setrval na výchozí hodnotě.

Po měření tonometrem následovalo hodnocení úhlové rychlosti gyroskopem. Tato část měření probíhala na jógové podložce zhruba 4mm silné. Senzor IMU byl nalepen tejpovací páskou do oblasti sakra, šipka na senzoru směřovala kraniálně (Příloha 9). Proband byl instruován do kvadrupedální pozice, s následným navedením do pohybu v sagitální rovině směrem vpřed a vzad. Každý z probandů dostal pokyn pro snadnější pochopení pohybu: „pohybujte se jako beranidlo“. Tento pohyb byl proveden zhruba v rozsahu 40cm. Pro to, abychom se ujistili, že pohyb bude proveden správně, každý z probandů si mohl tuto pozici vyzkoušet celkem 3x, kdy případné chyby v nastavení těla byly opraveny. Poté následovalo 6 opakování. Každý proband začínal z výchozí pozice, tedy z pozice kleku na všech čtyřech končetinách pohybem vpřed, poté plynulým pohybem přesouval sedací kosti a pánev nad své patní kosti. V každé krajní pozici setrval zhruba 1-2sekundy. Hodnoty z IMU byly zaznamenávány pomocí systému EMG®Acquisition.

Poslední částí prvního měření byla speciálně sestavená cvičební jednotka, kdy bylo předpokládáno, že dojde k největšímu ovlivnění TLF fascie. Cvičební jednotka se skládala celkem ze čtyř pozic. Byl vybrán přechod z kvadrupedální pozice (Příloha 7) do nízkého medvěda, z nízkého medvěda přechod do vysokého medvěda (Příloha 5) a finální poloha byla jogínská pozice psa hlavou dolů, neboli asána Adho Mukha Švanásana (Příloha 4), někdy také známo pod názvem střecha. Proband se z této pozice vrací opět skrze všechny pozice zpět do kleku na čtyřech končetinách. Před samotným zahájením každý z probandů provedl tuto sestavu 3x „nanečisto“ proto, aby bylo opraveno nežádoucí postavení končetin a pohyb byl veden zcela vědomě a kontrolovaně. Důležité pro nás bylo, aby proband dokázal správně aktivovat a udržet během celé této sestavy nitrobřišní tlak. Na „ostro“ tato sestava cviků byla prováděna po 5 opakováních ve 4 sériích. Mezi sériemi se

každý z probandů snažil, aby nedošlo k úplnému uvolnění svalového tonu. Ve všech pozicích, byla aktivní opora o celou část dlaní, lopatky směřovaly směrem kaudálním, hlava byla v prodloužení páteře, snaha byla vyhnout se nežádoucímu nadměrnému záklonu či předklonu hlavy. Probandům byl zadán pokyn pro snadnější představu napřímení: „Představte si, že máte na zádech tyč, která se dotýká vaší hlavy, hrudníku, beder a kosti křížové po celou dobu prováděného pohybu“. Pánev se nacházela v neutrální pozici. Nedocházelo k nadměrné extenzi loktů, olecranon směřoval spíše laterálně. Ramena proband tlačil směrem kaudálním do centrovaného postavení. Kolena byla v pozici pod kyčlemi, proband má tedy 90° v kyčlích i kolenou. Opora DKK je o přední část chodidla, na špičce. V každé pozici proband setrval zhruba 2-3sekundy. Velmi důležitý byl směr dechu, snažili jsme se, aby každý z probandů směřoval svůj dech směrem kaudální do dutiny břišní. Po celou dobu, by měl být aktivní m. transversus abdominis a s ním nitrobřišní tlak.

Jednotlivé pozice:

- a) Kvadrupedální pozice: hlava je v prodloužení páteře, páteř je napřímená v rovině, hrudník je v kaudální pozici vzpřímený nad HKK, pánev je v neutrální pozici, bérce jsou volně položeny na podložce, je přítomna aktivní opora od dlaně a kolena
- b) Nízký medvěd: končetiny držíme ve stejném postavení, pořád držíme kaudální postavení hrudníku, neutrální neboli střední postavení pánve, proband se snaží držet nitrobřišní tlak, v tomto postavení přizvedne proband kolena nad podložku. (cca 10cm)
- c) Vysoký medvěd: Stále stejné postavení HKK, DKK, hrudníku, pořád je přítomna snaha udržet cylindrický tvar břišní stěny, sedací kosti směřují ke stropu, opora je o otevřené dlaně a přední část chodidel, páteř je napřímená jako kdyby proband měl na zádech tyč, lopatky jsou centrovány do kaudální pozice, kolena jsou ve stejné linii jako kyčle
- d) Pozice psa hlavou dolů: Jedná se o jógínskou pozici, kdy přechod z medvěda do této pozice se liší pouze v propnutí kolen, přilepení pat k zemi, vytažení sedacích kostí ke stropu. Lokty směřují mírně do stran, ramene proband tlačí od uší dolů.

Celou výše popsanou cvičební jednotku každý z probandů cvičil ve stejném počtu opakování, po dobu tří měsíců doma. Cvičení měli provádět každý nebo každý druhý den, dle svých časových možností.

8.2.2 Měření 2

Druhé měření obsahovalo pouze část, kdy jsme hodnotili úhlovou rychlost pomocí gyroskopu, senzoru IMU. Toto měření následovalo ihned po zacvičení cvičební jednotky, která se skládala, jak již bylo výše popsáno, celkem ze čtyř pozic.

Během druhého měření byla hodnocena pouze úhlová rychlost pomocí gyroskopu, senzoru IMU. Toto měření probíhalo ve stejné pozici jako při prvním měření. Proband byl instruován do kvadrupedální pozice, celé měření probíhalo na jógové podložce silné 4mm. Senzor IMU byl nalepen kineziotejpem do mediální oblasti sakra, šipka na senzoru směřovala směrem kraniálním. Proband byl naveden do kvadrupedální pozice, v sagitální rovině se měl pohybovat směrem vpřed a vzad v rozsahu zhruba 40cm. Při spuštění měření proband začínal směrem vpřed, poté bylo těžiště přesouváno pomalu vzad, kdy sedací kosti se dostávali až nad paty. Celkem toto provedení bylo zopakováno 6x. Před měřením si každý z probandů mohl opět nejdříve vyzkoušet, než bylo spuštěno měření na „čisto“. V každé krajní pozici setrval zhruba 1-2sekundy. Hodnoty z IMU byly zaznamenávány pomocí softwaru EMGworks®Acquisition.

8.2.3 Měření 3

Třetí poslední měření, obsahovalo opět všechny 3 složky, stejně jako v měření prvním. Skládalo se z měření času fenoménu tání a sledování TLF, hodnocení tonometrem dle konceptu Australské školy a měření gyroskopem. Třetí část již neobsahovala cvičební jednotku, protože poslední měření bylo provedeno poté, co každý z probandů cvičil sestavu doma po dobu 3 měsíců.

Opět jsme finální měření začali hodnocením a sledováním TLF. Do tabulek jsme zaznamenávali čas, kdy dorazil očekávaný fenomén tání. Pacient byl v pozici vleže na břiše s volně položenými HKK podél těla. Terapeutovi ruce směřovaly směrem kaudálním a byly zavěšeny do pánevních krist. Pacient byl vyzván pro hluboký nádech a následně volný výdech, volně pokračoval až do doby, než se dostavil fenomén tání.

Dále následovalo hodnocení stabilizační funkce svalů tonometrem dle Australské školy. Tato část probíhalo stejně jako v prvním měření ve třech pozicích. První pozicí byl leh na břiše, kdy tonometr byl umístěn mezi břišní stěnu a podložku. Byl nahuštěn na 70mmHg. Proband byl vyzván aby oploštil/vtáhnul břišní stěnu a tím aktivoval příslušné svaly. Tlak by měl maximálně klesnout o 10% výchozí hodnoty, tedy o 6-10mmHg.

Naměřené hodnoty jsme zaznamenávali do tabulek. Druhou pozicí byla pozice vleže na zádech s pokrčenými DKK. Tonometr byl opět umístěn mezi podložku a bederní páteř, nahuštěn na 40mmHg. Proband byl opět vyzván k aktivaci břišních svalů, především m. transversus abdominis. Tlak by se v tomto případě měl zvýšit maximálně o 5mmHg. Poslední pozice byla opět vleže na zádech, tentokrát s elevací DK. Tonometr byl umístěn mezi bederní část a podložku, nahuštěn na 40mmHg. Nejdříve proband elevoval jednu DK s výdrží 10s, poté byla elevována druhá končetina. Snaha byla o aktivaci svalů, oploštění břišní stěny, bez nežádoucích souhybů páteře a pánve.

Po měření tonometrem následovalo hodnocení úhlové rychlosti gyroskopem. Tato část měření probíhala na jógové podložce zhruba 4mm silné, pro co nejmenší odpor. Senzor IMU jsme nalepili tejpovací páskou do oblasti sakra, šipka na senzoru směřovala kraniálně (Příloha 9). Proband byl instruován do kvadrupedální pozice, s následným navedením do pohybu v sagitální rovině směrem vpřed a vzad. Každý z probandů dostal pokyn pro snadnější pochopení pohybu: „pohybujte se jako beranidlo“. Tento pohyb byl proveden zhruba v rozsahu 40cm. Pro to, abychom se ujistili, že pohyb bude proveden správně, každý z probandů si mohl tuto pozici vyzkoušet celkem 3x, kdy případné chyby v nastavení těla byly opraveny. Poté následovalo 6 opakování. Každý proband začínal z výchozí pozice, tedy z pozice kleku na všech čtyřech končetinách pohybem vpřed, poté plynulým pohybem přesouval sedací kosti a pánev nad své patní kosti. V každé krajní pozici setrval zhruba 1-2sekundy. Hodnoty z IMU byly zaznamenávány pomocí softwaru EMGworks®Acquisition.

8.3 Hodnocení a zpracování dat úhlové rychlosti

Pro snímání dat, které jsme využily pro hodnocení úhlové rychlosti, byly použity senzory Trigno IM Sensor. Hodnoty z IMU byly zaznamenávány pomocí softwaru EMGworks®Acquisition. Senzory byly umístěny na mediální část sakrální kosti, kdy šipka zobrazená na senzoru směřovala kraniálně.

Ze softwaru EMGworks®Acquisition byla data převedena z formátu .hpf do formátu .c3d pomocí Delsys File Utility. Složky byly rozděleny na jednotlivá měření, každá složka obsahovala hodnoty naměřené každému probandovi zvlášť. Výchozí informací, dle kterého jsme mohli určit začátek a konec každého opakování, byl graf signálů z gyroskopu, který znázorňoval úhlovou rychlost v ose X. Dále tyto signály prošli filtrací, kdy byl použit High-Pass filter s cut off frekvencí 40Hz, sloužící k utlumení nežádoucích artefaktů signálu. Takto upravená data byla vyexportována do programu Microsoft Office Excel. Pro naši analýzu a následné vyhodnocení byly vybrány hodnoty udávající maximální a minimální hodnotu. Použit po vyhodnocení finálních výsledků, které jsme aplikovali do této práce, byl rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou. Tento výsledný rozdíl, nebo – li range of velocity (dále ROV) jsme zavedli do tabulek, pro snadnější zpracování (Richardson, 2018).

9 VÝSLEDKY

9.1 Hypotéza 1

Předpokládám, že ROV1 bude stejný jako ROV3.

Tabulka 1 měření gyroskopem

Proband	ROV1	ROV3	
1	41,70278	50,77088	✗
2	33,06753	37,07711	✗
3	40,34973	36,0984	✓
4	33,14258	27,16715	✓
5	98,2097	69,6285	✓
6	72,47384	60,72034	✓
7	80,84066	40,58043	✓
8	59,84089	45,61038	✓
9	25,15356	27,31572	✗
10	49,28803	33,87184	✓

Zdroj: vlastní

Vysvětlivky: ✓ - došlo ke zlepšení

✗ – nedošlo ke zlepšení

ROV – range of velocity

Z výsledků je patrné, že hodnoty ROV1 u žádného z probandů nejsou stejné jako hodnoty ROV3. Je nutno podotknout, že naopak u 7 z probandů došlo ke zlepšení, tedy ke snížení hodnoty měřené odchylky. U 3 z probandů došlo k mírnému zhoršení.

Odpověď: Hypotéza 1 nelze potvrdit.

9.2 Hypotéza 2

Předpokládám, že po třech měsících provádění vybraných cviků, nedojde ke snížení času fenoménu tání, při sledování TLF.

Tabulka 2 Fenomén tání

Proband	1. měření (s)	2. měření (s)	
1	42	55	✗
2	33	39	✗
3	50	24	✓
4	45	52	✗
5	72	42	✓
6	50	40	✓
7	92	85	✓
8	43	40	✓
9	46	90	✗
10	57	45	✓

Zdroj: vlastní

Vysvětlivky: ✓ - došlo ke zlepšení

✗ – nedošlo ke zlepšení

Během našeho testování se prokázalo, že pouze u 4 probandů nedošlo ke snížení času fenoménu tání (v sekundách), naopak u 6 probandů došlo k celkovému zkrácení času fenoménu tání. Můžeme říci, že u více jak poloviny došlo ke zlepšení měřeného času fenoménu tání, a tím zlepšení funkce posunlivosti tkání vůči sobě.

Odpověď: Hypotézu 2 nelze potvrdit.

9.3 Hypotéza 3

Předpokládám, že naměřené hodnoty na stabilizátoru budou stejné při prvním a třetím měření.

Tabulka 3 první měření tonometrem

Proband	Naměřené hodnoty vleže na břiše			Naměřené hodnoty vleže na zádech			Naměřené hodnoty elevace DKK		
	Výchozí hodnota 40 (mmHg)	Po aktivaci m. transversus	Rozdíl odchylky	Výchozí hodnota 70 (mmHg)	Po aktivaci m. transversus	Rozdíl odchylky	Výchozí hodnota 70 (mmHg)	Po elevaci DKK	Rozdíl odchylky
1	40	36	-4	70	80	10	70	90	20
2	40	38	-2	70	81	11	70	71	1
3	40	34	-6	70	76	6	70	90	20
4	40	36	-4	70	69	-1	70	72	2
5	40	35	-5	70	77	7	70	75	5
6	40	38	-2	70	70	0	70	75	5
7	40	40	0	70	80	10	70	87	17
8	40	32	-8	70	72	2	70	75	5
9	40	37	-3	70	70	0	70	75	5
10	40	38	-2	70	75	5	70	72	2

Zdroj: vlastní

Tabulka 4 třetí měření tonometrem

Proband	Naměřené hodnoty vleže na břiše			Naměřené hodnoty vleže na zádech			Naměřené hodnoty elevace DKK		
	Výchozí hodnota 40 (mmHg)	Po aktivaci m. transversus	Rozdíl odchylky	Výchozí hodnota 70 (mmHg)	Po aktivaci m. transversus	Rozdíl odchylky	Výchozí hodnota 70 (mmHg)	Po elevaci DKK	Rozdíl odchylky
1	40	39	-1	70	75	5	70	72	2
2	40	35	-5	70	74	4	70	74	4
3	40	36	-4	70	76	6	70	80	10
4	40	36	-4	70	72	2	70	72	2
5	40	38	-2	70	73	3	70	76	6
6	40	38	-2	70	72	2	70	75	5
7	40	37	-3	70	77	7	70	74	4
8	40	38	-2	70	78	8	70	75	5
9	40	32	-8	70	73	3	70	75	5
10	40	37	-3	70	75	5	70	72	2

Zdroj: vlastní

Z výsledků uvedených v tabulkách je patrné, že nejvíce podobné jsou si výsledky z měření v poloze vleže na zádech s elevací DKK. V této poloze má stejné hodnoty z prvního a druhého měření, polovina probandů (5 z 10). U zbylých dvou měření v poloze vleže na zádech a v poloze vleže na břiše mají stejné hodnoty pouze 2 z 10.

Odpověď: Hypotéza 3 nebyla potvrzena.

9.4 Hypotéza 4

Předpokládám, že hodnoty naměřené gyroskopem budou v souladu s testováním dle Australské školy.

Proband	Mezi 1. a 3. měřením			
	T1	T2	T3	G
1	✓	✓	✓	✗
2	✗	✓	✓	✗
3	✓	✗	✓	✓
4	✗	✓	✗	✓
5	✓	✓	✗	✓
6	✗	✗	✗	✓
7	✗	✓	✓	✓
8	✓	✓	✗	✓
9	✓	✗	✓	✗
10	✗	✓	✗	✓

Zdroj: vlastní

Vysvětlivky: ✓ - došlo ke zlepšení

✗ – nedošlo ke zlepšení

T1- měření tonometrem v poloze vleže na břicho

T2- měření tonometrem v poloze vleže na zádech

T3- měření tonometrem v poloze vleže na zádech s elevací DKK

G- měření gyroskopem

Hodnoty, které byly naměřeny tonometrem a gyroskopem se shodují u 6 probandů, kdy u obou měření došlo ke zlepšení. U 2 z probandů se hodnoty měřené tonometrem a gyroskopem shodují, že došlo ke zhoršení. U 2 probandů se vůbec neshodují.

Odpověď: Hypotéza 4 byla potvrzena.

10 DISKUZE

Fascie byla dlouhou dobu opomenutou komponentou celého pohybového aparátu. Poruchy na úrovni fascií mohou být jednou z příčin nespecifických bolestí zad, a proto by se zdaleka neměli vynechávat při diagnostice a následné léčbě pacienta. Dle studií Carli Stecco (2015) je stejně důležité, jako znalost přesných anatomických struktur lidského těla, znalost funkční anatomie fasciálního systému. Na základě toho byl vytvořen funkční atlas fascií v roce 2015, právě C. Stecco. Dokonce i Serge Paleotti ve své knize o fasciích mluví jako o „periferním mozku“, jenž je schopen autonomního rozhodování.

Podle Palaščíkové Špringrové (2010) je důležité vyšetření stabilizační funkce svalů, nejen podle svalového testu, ale také podle zapojení svalů v konkrétní stabilizační funkci, kde jeho aktivace může být nedostatečná. Proto je potřeba vyšetřovat pomocí testů, které hodnotí kvalitu způsobu zapojení svalů do stabilizační funkce. Mezi takové testy můžeme zařadit testy, vycházející z konceptu Australské školy a motorické ontogeneze dle Koláře (2009).

V praktické části jsme zahrnuli do našeho výzkumu obě složky těchto konceptů (hypotézy 2 a 3). Z konceptu Australské školy jsme použili měření tonometrem ve třech pozicích. Tonometr měl poskytnout zpětnou vazbu o postavení bederní páteře a aktivitě svalů stabilizující bederní páteř prostřednictvím informací o změně tlaku vyvíjeném při aktivaci. V každé poloze byl tonometr nahuštěn na základní hodnotu a sledovali jsme jeho pokles či nárůst. Z konceptu DNS (Dynamická neuromuskulární stabilizace) bylo zvoleno specifické cvičení skládající se ze tří pozic a přechodů mezi nimi. Bylo sledováno provedení jednotlivých cviků a následně bylo vyhodnoceno, zda byla aktivace příslušných segmentů do posturálně stabilizační funkce s vlivem na TLF dostačující.

10.1 Diskuze k hypotéze 3

V hypotéze č. 3 jsme předpokládali, že naměřené hodnoty na stabilizátoru budou stejné během prvního i třetího měření. Tento předpoklad byl zvolen na základě snadných instrukcí ke správnosti provedení těchto testů. Během porovnání výsledků prvního a třetího měření jsme se snažili docílit, aby měření probíhalo před zahájením jakékoliv intervence (měření 1), naopak poslední měření bylo zvoleno z důvodu sledování výsledků po veškeré intervenci (měření 3). Z tabulek č. 3 a č. 4 je patrné, že nejvíce podobné hodnoty můžeme vidět v poloze vleže na zádech s elevací DKK. V této poloze jsme naměřili stejné hodnoty u poloviny probandů. Lze se domnívat, že v této poloze nelze ovlivnit měřené hodnoty na tonometru nežádoucí kontrakcí okolních svalů a tím zkreslení naměřených hodnot. Poloha

na zádech je velice výhodná a nejlépe přístupná aspekci břišní stěny. Pro pacienty se jeví jako nejjednodušší pozicí. U zbylých dvou měření měli stejné hodnoty pouze dva probandi. Je nutno podotknout, že v poloze vleže na břicho mohlo dojít ke zkreslení naměřených hodnot z důvodu nesprávného vytlačení břišní stěny. V této poloze by mělo dojít izometrické aktivitě a ko – kontrakci mezi mm. multifidi a m. transversus abdominis. Z těchto výsledků můžeme konstatovat, že tato hypotéza nebyla potvrzena.

Dle autorů Australské školy (Hodges, 1999; Richardson, 2004; O' Sullivan , 2000; Liebenson, 2000) je hodnocení pomocí tonometru považováno za efektivní hodnocení hlubokého stabilizačního systému, avšak kladou důraz na další vyšetření, které by při hodnocení HSS neměla být opomenuta. Součástí by mělo být i zhodnocení nálezů zobrazovacích metod (RTG, CT, MRI), která přesněji vyhodnotí funkční stav pasivního systému. Jak jsme již zmínili, Špringrová (2010) říká, že je třeba vyšetřovat pomocí testů, které hodnotí kvalitu způsobu zapojení svalů do stabilizační funkce, mezi takové vyšetření je možné zařadit i testy vycházející z Australské školy.

Ovšem existuje mnoho studií, které tvrdí, že ve fyzioterapeutickém směru zobrazovací metody nejsou tolik stěžejní složkou vyšetření. (Zrubek, 2016) Diagnózu je možné stanovit zhruba z 50% získáním informací při pohovoru s pacientem, dalších 30% klinickým vyšetřením pacienta (pohled, poslech, pohmat, specifické testy aj.), a jen 20% nám dotváří zobrazovací metody. Další nevýhodou je poskytnutí pouze statických informací, nikoliv aktivní reakce tkáně na tlak. Naopak palpance nám poskytuje všechny tyto informace, bohužel je často nedocenenou metodou. Většina tělesných potíží z fyzioterapeutického pohledu bývá poruchami funkčními. To znamená, že celková stavba těla je v pořádku, nicméně je narušeno fungování těla a svalová souhra. (Zrubek, 2016)

Koncept autorů Australské školy zabývající se spinální segmentální stabilizací se zaměřením na bederní oblast udává, stejně jako koncept profesora Koláře, že je velmi důležitá souhra mezi ventrální a dorsální muskulaturou s aktivací lokálních stabilizátorů. Ovšem Australská škola tvrdí, že pro stabilizaci segmentu v oblasti bederní páteře je nejdůležitější dosažení intraabdominálního tlaku za účasti mm. multifidi. Tento koncept neklade takový důraz na vytvoření nitrobřišního tlaku pomocí bránice, ale důležitou funkci při segmentální stabilizaci má zapojení ventrální a dorsální muskulatury. Lze se domnívat, že při snaze o vytvoření intraabdominálního tlaku dle konceptu Australské školy nemůže dojít k plnému zapojení bránice, protože při aktivaci dle tohoto konceptu dochází ke vtažení dutiny břišní směrem k páteři, tím pádem bránice nemůže dostatečně distribuovat

tlak do dutiny břišní, a proto nemůže dojít k jejímu oploštění. Právě oploštění bránice je klíčové pro vytvoření intraabdominálního tlaku a napomáhá tak vzniku flekční synergie, tím dochází k žádoucímu vytvoření tzv. barelu. Pro tento koncept, je velmi důležité nastavení pánve, která by se měla nacházet v neutrální pozici. Koncepty se ale shodují v tvrzení, že fasciální systém se podílí na stabilizaci páteře, prostřednictvím úponů břišních svalů do TLF. (Hodges, 1999; O'Sullivan, 2009; Richardson et al, 2004)

Australská škola hodnotí funkci hlubokého stabilizačního systému testováním mm. multifidi vleže na břiše, kdy dochází k izometrické kontrakci těchto svalů, terapeut palpuje processu spinosi. Dle mého názoru je hlavním limitujícím faktorem, náročnost a palpační zkušenosti terapeuta, kdy výsledky mohou být zavádějící.

10.2 Diskuze k hypotéze 2

V hypotéze č. 2 jsme předpokládali, že po třech měsících provádění vybraných cviků, nedojde ke snížení času fenoménu tání. Během testování se nakonec prokázalo, že u 6 z 10 probandů došlo ke zkrácení měřeného času fenoménu tání (v sekundách) a jen u 4 probandů nedošlo k žádnému zlepšení. Naše hypotéza tak nebyla potvrzena a proto můžeme říci, že u více jak poloviny probandů mělo cvičení vliv na celkové zlepšení funkce TLF a došlo ke zlepšení posunlivosti a pohyblivosti tkání vůči sobě. Časový úsek 3 měsíce byl zvolen z toho důvodu, že 12. týdnů je považováno za minimální dobu, po jakou by měli různé typy cviků být prováděny. Právě v tomto časovém úseku se dostávají první viditelné změny, ať už se jedná o částečné upravení pohybového stereotypu, či redukce váhy. Důležité je mít stanovený reálný cíl a dodržovat pravidelnost. Studie udávají pravidelnost jako klíčový faktor. (Leitzmann, 2007; Takemura, 2021)

Cviky byly vybrány z konceptu DNS. Kolář (2006) říká, že v pozicích posturálně lokomočních řad nebo při náviku přechodů mezi těmito pozicemi aktivujeme svaly do ideálních svalových řetězců, což nám umožňuje modulovat automatické zapojení svalu v jeho hlavní posturální funkci. Při posturálním vývoji je stabilita trupu spojena s respirační aktivitou, která se ve výchozí pozici objevuje jako první. Proto je velmi důležitou komponentou i bránice, která má funkci respirační a svou roli má i v posturálně stabilizační funkci. Pomáhá utvářet nitrobřišní tlak, který se výrazně podílí na stabilizaci páteře. Lewit (2003) dokonce dokládá toto tvrzení. Ve své knize popsal, že pokud není dechový stereotyp správný, ani žádný jiný pohyb nemůže dosáhnout optimálního provedení. Lewit (2013) více popisuje správnou aktivaci nitrobřišního tlaku jako cylindrický tvar břišní stěny. Pokud není aktivace bránice správná v posturální funkci

mohou vznikat poruchy jako je syndrom přesýpacích hodin, či naopak syndrom otevřených nůžek.

Zásadní je souhra mezi m. transversus abdominis, mm. multifidi a hlubokým fasciálním systémem v oblasti bederní a křížové, čímž dochází ke stabilizaci bederního a křížového úseku, skrze úpony břišních svalů upínajících se do TLF (Kolář, 2006).

Pro náš výzkum byly vybrány cviky z konceptu DNS a to přechod z kvadrupedální pozice do pozice medvěda. Domnívali jsme se, že tyto cviky mají vliv na stabilizační funkci fascie, protože dochází k jejímu streči. S tímto tvrzením sympatizoval Lewit (2013), který se domníval, že díky upínajícím se břišním svalům do TLF a souhře ventrální a dorsální muskulatury dojde ke správnému provedení vybraných pozic. Dalšími pravidly, na které Lewit klade důraz jsou správné udržení pozic segmentů a centrovaného postavení kloubů, společně s vytvořením nitrobřišního tlaku. Tento intraabdominální tlak napomáhá facilitovat břišní stěnu a přispívá streči fascie. S Lewitem souhlasí výzkum dle Findleyho (2014), který potvrdil, že během cvičení dochází k přenosu svalové síly na fascii.

Véle (2006) tuto problematiku rozebírá skrze vzájemnou souhru bránice a břišních svalů. Popisuje, že bránice je schopna izolované aktivity jednotlivých funkčních sektorů a tím umožňuje lokalizované dýchání. Díky tomu je možné aktivovat nebo inhibovat určité části dechových sektorů a tím ovlivnit konfiguraci celého osového systému. Bránice a břišní svaly pracují ve vzájemné souhře. Bez zapojení břišních svalů při inspiriu by byl nádech méně efektivní. Véle tento vztah přirovnává k labilní dynamické rovnováze, stejně jako u zádočných svalů při udržení rovnováhy ve stoji. (Véle, 2006) Kapandji tento vztah mezi břišními svaly a bránicí nazývá antagonisticko – synergickým. Kdy břišní svaly umožňují lepší stabilizaci bránice při dalším nádechu, takto fixovaná bránice může začít zvedat žebra. Pokud nejsou břišní svaly dostatečně silné, nádech jde pouze do břišní dutiny a do hrudníku již nepokračuje. (Kapandji, 2007) Takto synergicky aktivované svaly tvoří předpoklad pro kvalitní pohyb na periférii v případě otevřeného kinematického řetězce, případně tvoří kvalitní dynamicky stabilní segment v případě pohybu v uzavřeném kinematickém řetězci. Postavení v kloubech musí být vždy centrované a jejich postavení musí odpovídat jejich biomechanickému zatížení. (Kolář, 2006)

Další složkou hypotézy 2 bylo zaznamenání času fenoménu tání, které hodnotí posunlivosti a protažlivosti fascie. Během vyšetření a následném ošetření fascie sledujeme jakou konzistenci má kůže, jaké jsou její mechanické vlastnosti. Měkké tkáně jsou protahovány nebo vzájemně posouvány proti sobě, vždy kromě tlaku terapeut působí

lehkým pohybem. Jak tvrdí Lewit (2003) dotekem je vždy vyvolána reakce pacienta, a tím zákonitě dochází ke zpětné vazbě. Změny v posunlivosti fascií, zejména nulová posunlivosti, bývají charakteristické pro chronické stádium onemocnění. Pro pana prof. Lewita byla tato palpační metoda „nad zlato“, a považoval ji za dostatečně objektivní. Tento názor se z dnešní perspektivy, kdy je co největší snaha o kvantifikaci může zdát jako milný, avšak v oboru jako je fyzioterapie, je dle mého tato metoda získání „měkkých“ informací stále na místě (viz. kapitola Limity práce).

10.3 Diskuze k hypotéze 1

Další složkou, která byla použita v praktické části této práce, bylo hodnocení úhlové rychlosti pomocí gyroskopu, rozdíl nejnižší a nejvyšší dosažené úhlové rychlosti. Jak je popsáno v metodice hlavním důvodem pro výběr úhlové rychlosti byl fakt, že úhlová rychlost nám podává informace o rychlosti rotace či posunu segmentu kolem určité osy. Úhlová rychlost je dle studií Brabantse et al. (2018) a Richardse et al. (2003) považována za velmi objektivní a zároveň velmi senzitivní metodu.

Hypotéza č. 1 sleduje měření úhlové rychlosti (ROV), kde jsme předpokládali, že ROV1 (během měření č. 1), bude stejný jako ROV3 (během měření č. 3). Z našich výsledků bylo patrné, že u žádného z probandů jsme neměřili stejné hodnoty. Je ale nutno podotknout, že celkem došlo u 7 z 10 probandů k celkovému zlepšení mezi naměřenými hodnotami.

Jedním z důvodů proč došlo ke snížení odchylky mezi naměřenými hodnotami, tedy ke zlepšení v porovnání mezi měřeními 1 a 3, může být celkové zlepšení lokomoce a zvýšení variability pohybu u hodnocených probandů. Pohybovou variabilitu můžeme popsat jako změnu pohybového projevu jedince během vícero opakování daného pohybu.

Z fyzioterapeutického hlediska je důležitá část variability zaměřující se na kvalitu prováděného úkonu. Dalším možným dělením je variabilita intra-individuální a inter-individuální. Intra-individuální nacházíme v rámci opakovaných pokusů v pohybovém projevu jednoho člověka, inter-individuální variabilitu potom sledujeme v rozdílu pohybových projevů více jedinců při stejném úkonu. (Davids et al., 2003)

Velikost variability se v průběhu motorického učení snižuje a nakonec se ustálí na stabilních hodnotách. Lze předpokládat, že s pohybovou variabilitou úzce souvisí témata somatognozie a percepce. Somatognozie je charakterizována jako schopnost uvědomění si vztahu mezi vlastním tělem a prostředím. Hort a Rusina (2007) ji charakterizují jako

schopnost prostorového vnímání kontaktu se zevním prostředím ve vztahu naše tělesného schématu. Somatognozie je souborem paměťových vzorců uložených v mozku, kde nejdůležitější roli pro tuto funkci mají parietální laloky. Je to informace z mnoha smyslů – propioceptivního, taktilního, zrakového a vestibulárního. Tímto je možné vysvětlit, proč druhé měření v praktické části má téměř ve všech složkách nejlepší hodnoty. Z této studie o somatognozii je patrné, že člověk, který daný pohyb opakuje vícekrát, následně v pohybu dělá méně chyb a je mnohem lépe schopen vnímat, jaký pohyb je po něm požadován. Vývoj somatognozie je v souladu s vývojem motorickým. Dalo by se říci, že percepce je velmi podobná tématu somatognozie. Percepce může mít z velké části vliv na prováděný pohyb. Percepce je Pageauxem (2016) popsána, jako kognitivní pocit vnímání při činnosti s volným pohybem. Klinicky je percepce vnímání spojena s intenzitou cvičení a může to být silný nástroj ke sledování cvičení při rehabilitaci. Percepce je snadno ovlivnitelná různými faktory jako jsou např. fyzická únava, mrtvice, chronické onemocnění, v těchto případech může být vnímání zkresleno, nebo výrazně sníženo.

Je možné se domnívat, že jako další kladný důvod lze uvést ovlivnění oblasti bederní páteře, právě skrze manuálního ošetření TLF. Kdy je velmi pravděpodobné, že dojde ke zlepšení hybnosti v oblasti bederní páteře. Naopak je třeba přihlídnout i k negativním možnostem ovlivnění našeho hodnocení. Dle mého názoru zkreslení měření může způsobit nestabilní část Th-L přechodu páteře.

Hlavním důvodem pro výběr hodnocením úhlové rychlosti byl fakt, že úhlová rychlost dává informaci o rychlosti rotace daného segmentu. Úhlová rychlost je veličinou pro hodnocení posturální stability, kdy měřící zařízení je gyroskop. Na základě této veličiny je možné určit orientaci daného segmentu nebo končetin v 3D prostoru (Obrázek 2). Vzhledem k faktu, který se opírá o studie Brabantse et al (2018) a Richardse et al (2003), že pohyb kloubu je vždy rotace kolem určité osy, považuji získání hodnot úhlové rychlosti za relevantní informaci o kinematice daného kloubu. Avšak v námi zvolené praktické části jsme přesto hodnotili pouze naměřené hodnoty na ose X, které pro nás byli stěžejní. Senzor byl námi umístěn na oblast sakra v kvadrupedální pozici s pohybem těla v sagitální rovině vpřed a vzad, kde jsme předpokládali největší rozdíly v pohybu pánve a viditelný vliv oslabeného břišního či zádového svalstva v návaznosti na TLF, jak bylo patrné na základě pilotního měření. Osa X hodnotila rotaci pánve v sagitální rovině, tedy pohyb anteriorní a posteriorní.

10.4 Aplikace do praxe

V diskuzi již bylo zmíněno, že poruchy na úrovni fascií bederní oblasti mohou být jednou z hlavních příčin bolestí zad, a proto by se neměli vynechávat při diagnostice a následné péči o pacienta. V tomto případě je nezbytně nutná odborná znalost z hlediska anatomických struktur a funkční anatomie fasciálního systému. (Stecco, 2015)

Podle studií, ve kterých je popisována thorakolumbální (dorsolumbální) jako nezbytná součást stabilizačního systému páteře, kdy její hlavní funkce je stabilizace páteře při předklonu a následném napřímení je zřejmé, že při zlepšení hlubokého stabilizačního systému a správného zapojení do pohybové aktivity můžeme docílit celkového zlepšení funkce fascie a tím zvýšení její stabilizační funkce. Může být ovlivněna i její role při přenosu svalových sil na HKK a DKK, kdy zejména při cvičení dochází k přenosu svalové síly na fascii (Hodges, 2013; Findley, 2014). Na základě diskuze k hypotéze č. 2 můžeme říci, že strategicky zvolená cvičební jednotka může v určité míře ovlivnit funkci thorakolumbální fascie, zejména aktivací svalů během dynamických přechodů z jedné pozice do druhé. Je však nezbytně nutný individuální přístup k pacientovi.

Další možnou aplikací do klinické praxe je tvrzení na základě hypotézy č. 3,4. Na základě diskuze k těmto hypotézám lze tvrdit, že mohou mít efektivní využití z důvodu snadných pokynů a pochopení, nenáročnosti provedení při hodnocení během vybraných testů dle Australské školy. Nicméně je potřeba zmínit, že pro terapeuta získané informace nejsou dostačující pro diagnostiku a následnou terapii. Autoři Australské školy (Hodges, Richardson, O'Sullivan, Liebenson) kladou důraz na další doplňující vyšetření, které pomohou vytvořit celistvý pohled na danou problematiku pacienta.

V dnešní době je v rámci objektivizace motorického projevu mnohem více zařazována úhlová rychlost, která je dle studií Brabantse et al (2018) a Richardse et al (2003) považována za velmi objektivní a zároveň velmi senzitivní metodu, zejména pokud se jedná o hodnocení dynamické stability. Zabývali jsme jí v hypotéze č. 1 a č. 4. Její aplikace je velmi snadná a pochopitelná. Výhodou těchto senzorů IMU je velikost a váha zařízení, a především přesnost měření úhlové rychlosti daného segmentu. Senzory podávají relevantní informaci v 3D prostoru o kinematice daného kloubu, či segmentu a jejich přesnost je srovnatelná s motion capture systémy. (Khobkhun et al., 2020)

Za velmi klíčové považují motivaci a plnou spolupráci pacienta. Motivace pacienta závisí i na přístupu terapeuta, který by měl být schopen trpělivosti s vysvětlováním a používáním jednotlivých metodik. Měl by být kladen důraz na správné provedení cvičební

jednotky. V každém případě je potřeba individuální přístup ke každému pacientovi. I přes to, že každý z probandů byl instruován kvůli správnosti provedení každé části cvičební jednotky, považuji to za nedostatečné. Každý člověk bude mít vždy alespoň malé tendence dostávat se při cvičení do určitých patologií, které jsou ovlivněny jeho životním stylem, zdravotním stavem a celkovou pohybovou variabilitou či pohybovým stereotypem. A jak víme z předchozích kapitol, patologie při cvičení jsou zcela nežádoucí, pokud si jich pacient není plně vědom v rámci uvědomění si pohybu. Myslím si, že proto je velmi důležitý individuální kontakt fyzioterapeuta a pacienta pro dosažení nastavených cílů.

Aktuální situace tzv. „doba Covidová“ tomuto problému moc nenapomáhá. Dostáváme se do doby, kdy se rozšířili různé formy cvičení online a to i cvičení, které někteří lidé považují za fyzioterapeutické. Nejenže se dostáváme do situací, kdy cvičení nevede kvalifikovaný odborník, ale celý cvičební program probíhá na sociálních sítích a jiných internetových zdrojích. Tím vedené cvičení fyzioterapeutem postrádá smysl, protože jak již bylo výše zmíněno, dle mého názoru je velmi důležitý individuální kontakt, kdy fyzioterapeut může svého pacienta vést do určitých pozic a zajistit, aby pacient dodržel správnost provedení, což se formou online zajistit bohužel nedá.

10.5 Limity práce

Malý počet hodnocených probandů v praktické části neumožňuje zjištěné výsledky považovat za statisticky významné. Dalším prvkem chybějící v této bakalářské práci bylo hodnocení fenoménu tání u fascie po druhém měření. Druhé měření probíhalo ihned po prvním, konkrétně po zainstruování strategicky zvolené cvičební jednotky. Pro lepší vyhodnocení by bylo vhodné zařadit tuto část do každého hodnoceného měření.

V konceptu Australské školy při hodnocení hlubokého stabilizačního systému je zapotřebí palpat mm. multifidi. Tato část byla autorkou práce zcela vynechána pro náročnost a malé palpační zkušenosti pro správné vyhodnocení. Palpační zkušenosti mohou mít také vliv na hodnocení fenoménu tání. Palpační metoda je považována pouze za subjektivní, nikoliv za plně objektivní metodu, z které můžeme získat relevantní informace. I přesto bych souhlasila s Lewitovo teorií, že díky palpaci je možné získat mnoho potřebných informací o lidském těle. Jedním z nedostatků by mohly být i malé časové možnosti. Proto museli být probandi instruováni na cvičení, které měli provádět doma po dobu tří měsíců. Domnívám se, že lepší a efektivnější možností by byl pravidelný

kontakt s každým z probandů. Bylo by snažší dosáhnout námi stanoveného plánu, pro individuální přístup a kontrolu nad prováděnými cviky.

ZÁVĚR

Jak již bylo popsáno v úvodu práce, i přes to, že fasciální systém v dnešní době není stále zcela probádán, přináší spoustu poznatků o důležité funkci fascií. Dorsolumbální fascie má své místo ve stabilizačním systému páteře, zejména v bederní oblasti. Její narušení funkce může způsobit poruchy pohybového aparátu, kožní onemocnění aj.

V současnosti se rapidně zvyšuje nárůst sedavého stereotypu života. Má za příčinu atrofii hlubokých stabilizačních svalů a tím dochází k výpadku jejich stabilizační funkce páteře. Díky anatomické struktuře dorsolumbální fascie nachází svou funkci ve stabilizaci páteře zejména při předklonu a následném napřimení.

Hlavním cílem bakalářské práce bylo ověřit teoretické poznatky a následně se je pokusit aplikovat do klinické praxe. Dalším z cílů této práce bylo prokázat určitou spojitost dorsolumbální fascie při stabilizační funkci páteře, zejména při spinální segmentální stabilizaci bederní páteře.

Pro správné vypracování této práce bylo zapotřebí seznámit se s různými možnostmi hodnocení posturální motoriky. Existuje velké množství možností, jak lze motorické vlastnosti člověka testovat. Jako nejrelevantnější bylo zvoleno testování dle konceptu Australské školy, kdy hlavní měřicí jednotka byl tonometr. Testování dle konceptu DNS, kdy byla strategicky zvolená cvičební jednotka, u které jsme se domnívali největšího vlivu na dorsolumbální fascii. Poslední částí bylo hodnocení dle úhlové rychlosti pomocí gyroskopu. Procházení četnými studiemi o hodnocení posturální motoriky člověka rozšířilo mé obzory a ukázalo mi různé způsoby hodnocení.

Na základě teoretických poznatků a určité spojitosti dorsolumbální fascie s hlubokým stabilizačním systémem byly všechny tyto složky aplikovány do praktické části. V praktické části hodnocení probíhalo na 10 probandech. Výsledky prokazují vliv dorsolumbální fascie na celkovou stabilizační funkci páteře, vzhledem upínajících se břišní svalů a svalů zad. Tyto svaly se velmi podílí na správně aktivaci hlubokého stabilizačního systému.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

BRABANTS, Antoine, Jim RICHARDS a et al. *An exploration of segment acceleration and angular velocity during different balance conditions measures in the assessment of stability* [online]. 2018. 1. Journal of Quantitative research in rehabilitation medicine, 2018, 30-36 [cit. 2021-03-26]. ISSN 2489-8457.

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.

DAVIDS, Keith, Paul GLAZIER, Duarte ARAÚJO a Roger BARTLETT. Movement Systems as Dynamical Systems. *Sports Medicine* [online]. 2003, **33**(4), 245-260 [cit. 2021-03-26]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200333040-00001

DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

FINDLEY, Thomas et al. Transmission of muscle force to fascia during exercise. *Journal of bodywork and movement therapies* [online]. September 2014, 2014(19), 119-123 [cit. 2021-03-09]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2014.08.010

Functional postural-stabilization tests according to Dynamic Neuromuscular Stabilization approach: Proposal of novel examination protocol. *ELSEVIER* [online]. 2020, 2020(2), 84-95 [cit.2020-12-16]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1360859220300231>

HODGES, P. W., CAROLYN, A., RICHARDSON, C. A. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 1996. 21(22): 2640-2650

HODGES, P.W. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Manual Therapy* [online]. 1999, 4(2), 74-86 [cit. 2021-01-28]. ISSN 1356689X. Dostupné z: doi:10.1054/math.1999.0169

HORT, Jakub a Robert RUSINA. *Paměť a její poruchy: paměť z hlediska neurovědního a klinického*. Praha: Maxdorf, c2007. Jessenius. ISBN 978-80-7345-004-5.

JANDA, Vladimír. *Funkční svalový test*. Vyd. 1. čes. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-7169-208-5.

KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints*. 6th ed., English ed. New York: Churchill Livingstone, 2007-. ISBN 0702029599.

KHOBKHUN, Fuengfa, Mark A. HOLLANDS, Jim RICHARDS a Amornpan AJJIMAPORN. Can We Accurately Measure Axial Segment Coordination during Turning Using Inertial Measurement Units (IMUs)? *Sensors* [online]. 2020, **20**(9) [cit. 2021-03-28]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s20092518

KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v Klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. ISBN 9788072626571.

KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001. 8 (4): 152-164

KOLÁŘ, P. 2006. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. ISSN 1211-2658, 2006, roč. 13, č. 4, 2006, s. 155-170

KOLÁŘ, Pavel a Karel LEWIT. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. 5. 2005, s. 270-275 [cit. 2021-02-18]. ISBN 1213-1814. Dostupné z: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2005/05/10.pdf>

KOLÁŘ, Pavel a Miloš MÁČEK. *Základy klinické rehabilitace*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 978-80-7492-219-0.

KOTT, Otto, Šárka STAŠKOVÁ, Lukáš RYBA a Jitka KROCOVÁ. *Problematika dysfunkce pánevního dna pro nelékaře*. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, 2017. ISBN 978-80-261-0757-6.

LANGEVIN, Helene M et al. Reduced thoracolumbar fascia shear strain in human chronic low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2011, 19 September 2011, 2011(203) [cit. 2021-03-09]. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2474-12-203

LEWIT, DRSC., Prof.MUDr. Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. Praha: Sdělovací technika, spol., 2003. ISBN 80-86645-04-5.

LEWIT, Karel. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 4., přeprac. a rozš. vyd. Leipzig: J.A. Barth, c1996. ISBN 3335004019.

LEITZMANN, Michael F. Physical Activity Recommendations and Decreased Risk of Mortality. *Archives of Internal Medicine* [online]. 2007, 167(22) [cit. 2021-03-28]. ISSN 0003-9926. Dostupné z: doi:10.1001/archinte.167.22.2453

LIEBENSON, C. 1997. Spinal stabilization training – The therapeutic alternativ to weight training. *In Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 1997, roč. 1, č. 2, p. 87-90. ISSN 1360-8592.

LUOMALA, Tuulia a Mika PIHLMAN. *A Practical Guide to Fascial Manipulation: An Evidence- and Clinical- Based Approach*. 1. Poland: Elsevier, 2017. ISBN 978-0-7020-6659-7

MCGILL, Stuart M., Aaron CHILDS a Craig LIEBENSON. Endurance times for low back stabilization exercises: Clinical targets for testing and training from a normal database. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 1999, 80(8), 941-944 [cit. 2021-02-26]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/S0003-9993(99)90087-4

MYERS, Thomas W. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapist*. 3rd ed. Edinburgh: Elsevier, 2014. ISBN 978-0702046544.

O'SULLIVAN, P. B. Lumbar segmental „instability“: clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Manual Therapy*, 2000. 5 (1): 2-12

O'SULLIVAN, P. B. The quadratus lumborum and spinal stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2000. 5(1): 2-12

PAGEAUX, Benjamin. Perception of effort in Exercise Science: Definition, measurement and perspectives. *European Journal of Sport Science* [online]. 2016, **16**(8), 885-894 [cit. 2021-03-26]. ISSN 1746-1391. Dostupné z: doi:10.1080/17461391.2016.1188992

PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, Ingrid. *Funkce- diagnostika- terapie hlubokého stabilizačního systému*. Čelákovice: REHASPRING®, 2010. ISBN 978-80-254-7736-6.

PANJABI, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part I Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 1992. 5(4): 383-389

PANJABI, M. M. The Stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 1992. 5(4): 390- 397

PAOLETTI, Serge. *The fasciae: anatomy, dysfunction and treatment*. English ed. Seattle: Eastland Press, c2006. ISBN 9780939616534.

RICHARDS, Jim. *The comprehensive textbook of clinical biomechanics*. Second edition. Amsterdam, The Netherlands: Elsevier, 2018. ISBN 978-0-7020-5490-7.

RICHARDS, J D, A PRAMANIK, L SYKESAND a V M POMEROY. A comparison of knee kinematic characteristics of stroke patients and age-matched healthy volunteers. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2003, 2003(5.), 565-571 [cit. 2021-03-03]. Dostupné z: doi:10.1191/0269215503cr651oa

RICHARDSON, C., HODGES, P., HIDES, J. *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization*. Livingstone: Churchill, 2004. 271 s. ISBN 0-443-07293-0

SCHLEIP Robert., FINDLEY, T., CHAITOW, L., HUIJING, P., 2012. *Fascia: The Tensional Network of the Human Body*. Churchill Livingstone..

STECCO, Carla a Warren I HAMMER. Functional atlas of the human fascial system. Edinburgh: Elsevier, 2015. ISBN 978-0702044304.

STECCO, Carla a Robert SCHLEIP. A fascia and the fascial system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2015, 20 January 2016, 2016(1), 139-140 [cit. 2021-03-09]. ISSN 1360859. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2015.11.0

STEPHENS, Mark. *Vyučujeme jógu: nezbytné základy a techniky*. Brno: CPress, 2014. ISBN 978-80-264-0190-2.

TAKEMURA, Naomi, Siu Ling CHAN, Robert SMITH, Denise Shuk Ting CHEUNG a Chia-Chin LIN. The effects of physical activity on overall survival among advanced cancer

patients: a systematic review and meta-analysis. *BMC Cancer* [online]. 2021, **21**(1) [cit. 2021-03-28]. ISSN 1471-2407. Dostupné z: doi:10.1186/s12885-021-07988-1

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část) Terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002. roč. 9, č. 4: 115-121

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část) Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002. roč. 9, č. 4: 122-129

VÉLE, František. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 978-80-7254-837-8.

VLEEMING, Andry, Vert MOONEY a Rob STOECKART. *Movement, Stability and Lumbopelvic pain*. 2nd. London: Elsevier Limited, 2007. ISBN 978 0 443 10178 6.

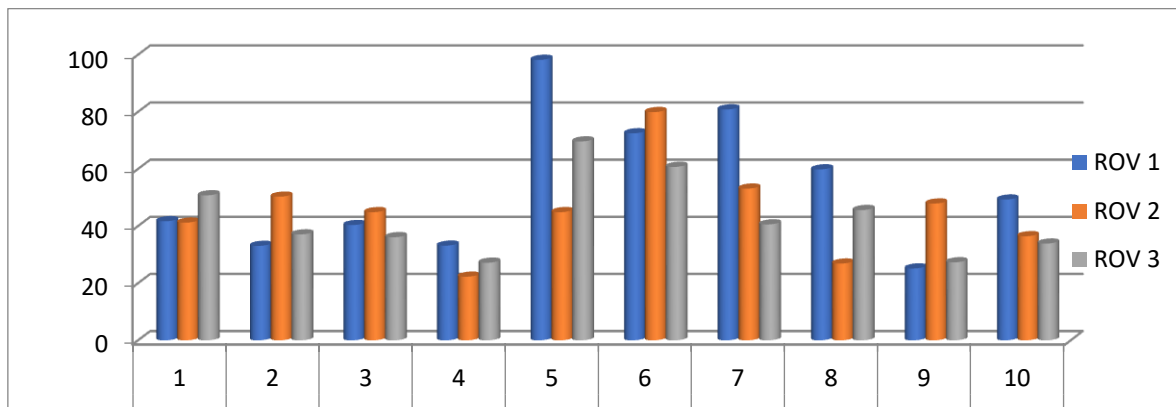
ZRUBEK, Pavel. Když přístroje selhávají. *Fyzioterapie v praxi* [online]. Brno: Fyzioterapie v praxi, 2016, 25. září 2016 [cit. 2021-03-26]. Dostupné z: <https://www.fyzioterapievpraxi.cz/clanky/kdyz-pristroje-selhavaji>

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Graf 1 Rozdíly měření IMU	63
Příloha 2 Obrázek 3 Stabilizátory páteře	63
Příloha 3 Tabulka 5 Kompletní výsledky	64
Příloha 4 Obrázek 4 Pozice Adho Mukha Svanasana	65
Příloha 5 Obrázek 5 Pozice medvěda	66
Příloha 6 Obrázek 6 Pitva fascií zad	66
Příloha 7 Obrázek 7 Pozice kvadruped	67
Příloha 8 Obrázek 8 Rozložení fascií zad	68
Příloha 9 Obrázek 9 Umístění senzoru IMU	68
Příloha 10 Obrázek 10 Vzor informovaného souhlasu	69

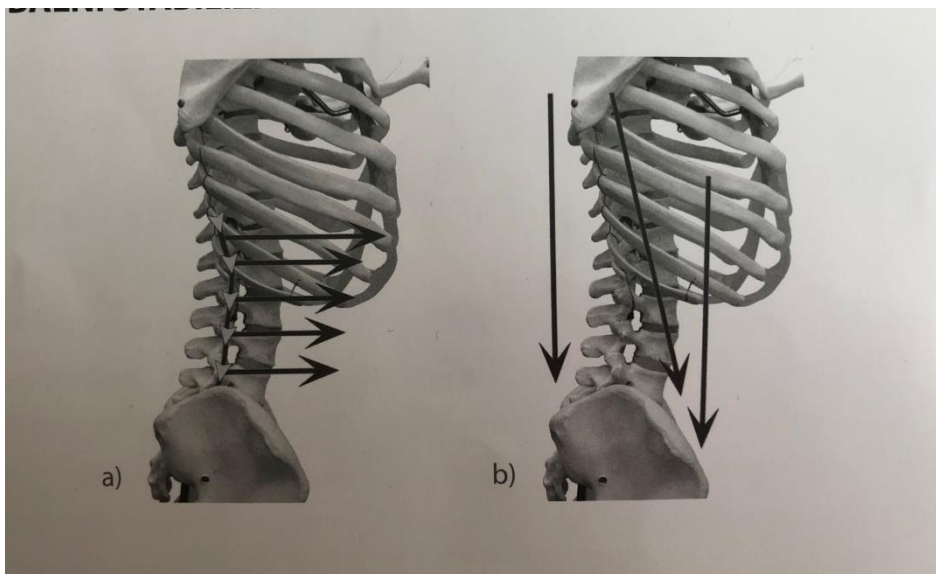
PŘÍLOHY

Příloha 1 Graf 1 Rozdíly měření IMU



Zdroj: vlastní

Příloha 2 Obrázek 3 Stabilizátory páteře



Zdroj: Špringrová, 2010

Vysvětlivky: lokální (a) a globální (b) stabilizátory páteře

Příloha 3 Tabulka 5 Kompletní výsledky

Proband	Mezi 1. a 2. měřením	Mezi 2. a 3. měřením	Mezi 1. a 3. měřením				
	G	G	T1	T2	T3	G	F
1	✓	✗	✓	✓	✓	✓	✗
2	✗	✓	✗	✓	✓	✗	✗
3	✗	✓	✓	✗	✓	✓	✓
4	✓	✗	✗	✓	✗	✓	✗
5	✓	✗	✓	✓	✗	✓	✓
6	✗	✓	✗	✗	✗	✓	✓
7	✓	✓	✗	✓	✓	✓	✓
8	✓	✗	✓	✓	✗	✓	✓
9	✗	✓	✓	✗	✓	✗	✗
10	✓	✓	✗	✓	✗	✓	✓

Zdroj: vlastní

Vysvětlivky: G – měření gyroskopem, T – měření tonometrem; T1- poloha vleže na břiše, T2 – poloha vleže na zádech, T3- poloha vleže na zádech s elevací DKK, F- fenomén tání TLF.

Příloha 4 Obrázek 4 Pozice Adho Mukha Svanasana



Zdroj: <https://www.spojujenasjoga.cz/blanka-janickova-pes-hlavou-dolu-ci-strecha-adho-mukha-svanasana/>

Příloha 5 Obrázek 5 Pozice medvěda

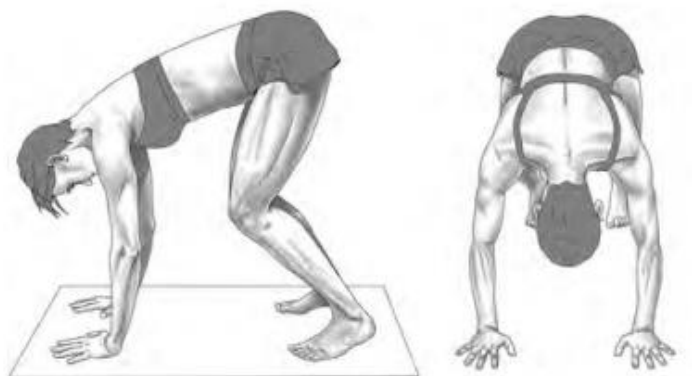


Fig. 29. Testing procedure: The individual being assessed is asked to support from hands to forefeet with slightly flexed hips and knees. Pelvis is positioned higher than the head. The position is held for about 60 seconds. The assessor evaluates the stabilization pattern from front, from behind and from the side. *Pictures depict optimal pattern.*

Zdroj: [Functional postural-stabilization tests according to Dynamic Neuromuscular Stabilization approach: Proposal of novel examination protocol - Journal of Bodywork and Movement Therapies \(bodyworkmovementtherapies.com\)](#)

Příloha 6 Obrázek 6 Pitva fascií zad



Zdroj: Luomala, Philman; 2017

Příloha 7 Obrázek 7 Pozice kvadruped

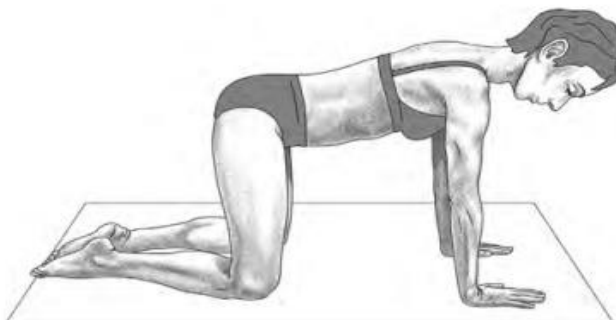


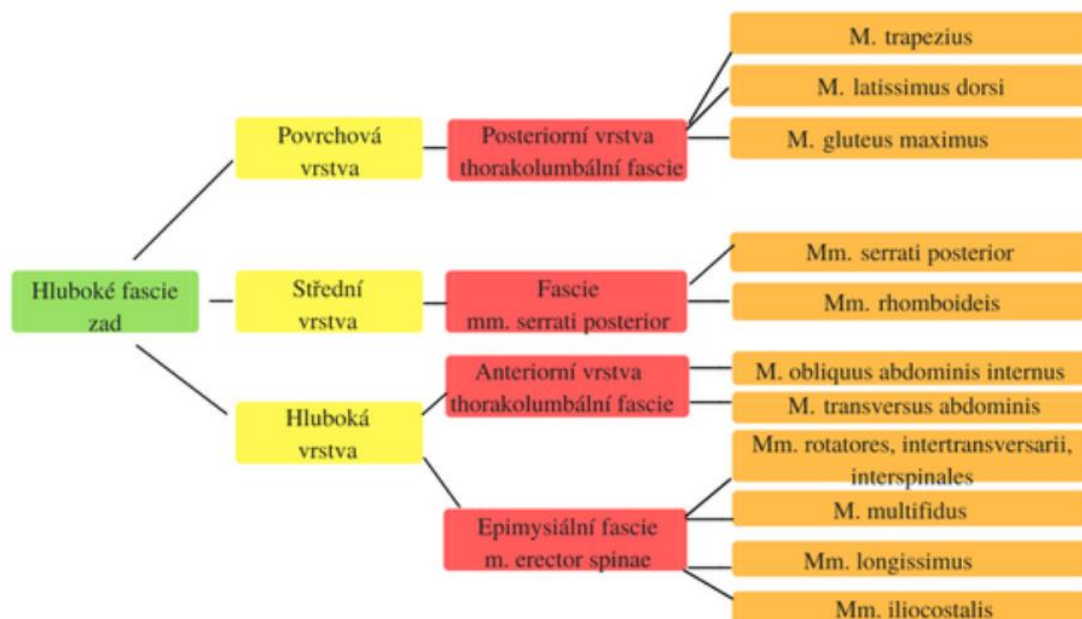
Fig. 26. Testing procedure: The individual being assessed is in a quadruped position using hands and knees for support. Then, he or she slowly shifts his head and trunk forward and stays in this position for 30–50 s. The assessor evaluates the stabilization pattern from the front and from the side. *Picture depicts optimal pattern.*



Fig. 27. Common signs of pathological stereotype: Cervical hyperextension, bringing head to reclinatio; uneven loading of the palms, usually with the hypothenar being over loaded while the thenar eminences lose contact with the support surface, finger flexion; scapular dyskinesia ('winging'), scapular elevation and external rotation; thoracolumbar junction drops down; anterior pelvic tilt.

Zdroj: [Functional postural-stabilization tests according to Dynamic Neuromuscular Stabilization approach: Proposal of novel examination protocol - Journal of Bodywork and Movement Therapies \(bodyworkmovementtherapies.com\)](#)

Příloha 8 Obrázek 8 Rozložení fascií zad



Zdroj: Stecco, 2013

Příloha 9 Obrázek 9 Umístění senzoru IMU



Zdroj: vlastní

Příloha 10 Obrázek 10 Vzor informovaného souhlasu

Informovaný souhlas pacienta

Název bakalářské práce (dále jen BP):

Stručná anotace BP (shrnutí tématu a průběhu zpracování BP prezentované pacientovi):

Jméno a příjmení pacienta:

Datum narození:

Kazuistika pacienta pod číslem:

1. Já, níže podepsaný/á souhlasím s účastí v BP, jejíž výsledky budou anonymně zpracovány formou kazuistiky. Je mi více než 18 let.
2. Byl/a jsem podrobně a srozumitelně informován/a o cíli BP a jejich postupech, průběhu zpracování, a formě mé spolupráce. Byl mi vysvětlen očekávaný přínos BP.
3. Porozuměl/a jsem tomu, že svou účast mohu kdykoliv přerušit či zcela zrušit, aniž by to jakkoliv ovlivnilo průběh mé další léčby. Moje účast v kazuistice BP je dobrovolná.
4. Kazuistika bude v BP uveřejněna přísně anonymně bez jakýchkoliv osobních údajů.
5. S účastí v kazuistice BP není spojeno poskytnutí žádné finanční ani jiné odměny.

Datum:

Podpis pacienta:

Podpis studenta: