

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2018

Bc. Adela Jordáková

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Aktivace svalů břišní stěny a svalů zad při cvičení s trakčním a kompresním
zatížením

Diplomová práce

Autor: Bc. Adela Jordáková, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Zdeněk Čech

Praha 2018

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Adela Jordáková

Název bakalářské práce: Aktivace svalů břišní stěny a svalů zad při cvičení s trakčním a kompresním zatížením

Pracoviště: Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, FN Motol, 2. lf UK v Praze

Vedoucí bakalářské práce: Mgr. Zdeněk Čech

Rok obhajoby bakalářské práce: 2018

Abstrakt: Využíváme RUSI (rehabilitative ultrasound imaging) pro měření břišních a zádových svalů v odlišných režimech zatížení.

Metodika: Využíváme diagnostického ultrazvuku pro posouzení vlivu trakční a kompresní zátěže na trupové svaly. Měříme lineární rozměry u břišní stěny- m. OE, m.OI, m.TrA a CSA u bederního m. MF. Pro srovnání měříme dvě skupiny sportovců-florbalisty a sportovce využívajících vis a lokomoci za HKK (lezci, akrobaté). Jako kompresní pozice byl zvolen klek na čtyřech s nadzvednutými koleny, a jako trakční vis za HKK s podporou DKK nebo úplným odlehčením. Vzorek čítá 50 probandů.

Výsledky: Ve všech pozicích je rozměrově nejmohutnější m. OI, tenčí m. OE a nejslabší m. TrA. U břišních svalů jsou nejnižší hodnoty v klidové pozici. Pro m. OE jsou výsledky shodné pro lezce i florbalisty-nejnižší hodnota je u visu s podporou DKK (florbalisté 0,84 cm, lezci 0,87), vyšší je u komprese (florbalisté 0,96, lezci 0,92), nejvyšší u volného visu (florbalisté 1,04, lezci 1,03). Pro m. OI jsou výsledky skupin odlišné. Lezci mají nejnižší hodnotu ve volném visu (1,19), vyšší ve visu s podporou DKK (1,23) a nejvyšší v kompresi (1,30). Florbalisté mají naopak nejnižší v kompresi (1,21), shodně vyšší ve visu s podporou DKK (1,22) a nejvyšší ve volném visu (1,29). Pro m. TrA jsou výsledky shodné pro lezce i florbalisty-nejnižší hodnota je u volného visu (florbalisté 0,43, lezci 0,43), vyšší je u komprese (florbalisté 0,47, lezci 0,45), a nejvyšší ve visu s podporou DKK (florbalisté 0,48, lezci 0,45). Pro celou svalovou vrstvu jsou výsledky odlišné pro lezce a florbalisty. Lezci mají nejnižší hodnotu ve visu s podporou DKK (2,67), vyšší ve volném visu (2,72) a nejvyšší v kompresi (2,80). Florbalisté mají shodně nejnižší ve visu s podporou DKK (2,59), vyšší v kompresi (2,75) a nejvyšší ve volném visu (2,84). Podle t-testů jsou ve stejných pozicích mezi skupinami u

břišních svalů v několika případech signifikantní rozdíly. U florbalistů i lezců jsou hodnoty CSA m. multifidus nejnižší v kompresi. U lezců jsou v kompresi rozměry 2,38 a u florbalistů 2,24. Větší jsou shodně u obou skupin v klidovém lehu- 2,44 u lezců a 2,36 u florbalistů. U obou skupin jsou potom shodně největší v trakční pozici-ve visu s podporou DKK. U lezců 2,82 a u florbalistů 2,69. Pro volný vis bez podpory DKK nám chybí data. Podle t-testů nejsou mezi skupinami ve shodných pozicích signifikantní rozdíly.

V trakční zátěži ve visu za HKK s podporou DKK je velmi aktivní m. MF a m. TrA, m. OI je aktivní středně. M. OE je aktivní málo. V trakční pozici ve visu s odlehčením DKK je velmi aktivní m. OE a velmi málo je aktivní m. TrA. Pro m. MF nám chybí data. V kompresní zátěži na čtyřech s pozvedem kolen je velmi aktivní m. OE, m. OI je aktivní středně. m. OI je aktivní středně. M. MF je aktivní méně než v klidovém lehu.

Klíčová slova: ultrazvuk, RUSI, komprese, trakce, vis za HKK, lezci, florbalisté, břišní svaly, multifidus, CSA, AP rozměr

Souhlasím s půjčováním této práce v rámci knihovnických služeb.

Bibliografická identifikace v angličtině

Author's first name and surname: Bc. Adela Jordáková

Title of the bachelor thesis: Activation of abdominal wall and back muscles during exercise with traction and compression loads

Department: Department of physiotherapy and sporting medicine, faculty hospital Motol, 2. university of medicine, Charles university in Prague

Supervisor: Zdeněk Čech, MSc.

The year of presentation: 2018

Abstract: We used RUSI (rehabilitative ultrasound imaging) for measurement of abdominal and back muscle in different loading modes.

Methods: We used diagnostic ultrasonography imaging for taking linear measurement of trunk muscles. We measured anteroposterior (AP) dimensions of lateral abdominal wall muscles- m. OE, m.OI, m.TrA and cross-section area (CSA) of lumbar m. multifidus. We compared two groups of sports-floorball players and sportsman using climbing and hanging (climbers, aerialists). We measured positions with compressive force (kneeling on all four with lifted knees) and with traction load (hang with upper limbs with flexion of lower limbs-with leg support and without). Study is made on 50 volunteers.

Results: The pattern of thickness of abdominal muscles is same in all positions in both groups. The lowest is always AP thickness of m. TrA, wider is m. OE and the widest always m. OI.

The resting thickness are in both groups almost in all cases the lowest. AP thickness in m. TrA in floorball players is only exception, there is lowest in hang without legs support. In all other case sis resting position always lowest.

For m. OE are results same for both climbers and floorball players-the lowest thickness is in hang with legs support (floorball players 0,84 cm, climbers 0,87), greater activationis in compression (floorball players 0,96, climbers 0,92) and greatest activation is in hang without legs support (floorball players 1,04, climbers 1,03).

For m. OI are results different for climbers and floorball players. Climbers have lowest values in hang without legs support (1,19), greater in hang with legs support (1,23) and greatest in compression (1,30). In contrary, floorball players have lowest values in compression (1,21), greater in hang with legs support (1,22) and greatest in hang without legs support (1,29).

For m. TrA the results are same for both groups. Lowest values are in hang without legs support (floorball players 0,43, which is lower than resting position 0,45, climbers 0,43). Greater is in compression (floorball players 0,47, climbers 0,45), and greatest in hang with legs support (floorball players 0,48, climbers 0,45).

For whole layer are results different for each group. Climbers have lowest thickness in hang with legs support (2,67), higher in hang without legs support (2,72), and highest in compression (2,80). Floorball players have the same lowest thickness hang with legs support (2,59), higher in compression (2,75) and highest in hang without legs support (2,84).

In same positions there are some significant differences in between climbers and floorball players according to t-tests in some cases.

In both groups are the values of m. MF lowest in compression. In resting position, both groups have greater values. In climbers, values of CSA of m. MF in compression are 2,38 and in floorball players 2,24. In both groups are greater dimensions in resting position- 2,44 in climbers and 2,36 in floorball players. In both groups identically, the greatest values are in hang with legs support-in climbers 2,82 and in floorball players 2,69. For hang without legs support the data is missing. According t-tests there are no significant differences in between groups in same positions.

Summary: In traction load in hang with legs support there is very active m. MF and m. TrA, m. OI is active moderately, m. OE is very thin.

In traction load in hang without legs support is on very high level of contraction m. OE and m. TrA is very thin. For m. MF we do not have data.

In compression load is very active m. OE, m. OI is active moderately. M. MF is on very low level of contraction, thinner than in resting position.

Keywords: ultrasonography, RUSI, compression load, traction load, hang with upper limbs, climbers, floorball players, abdominal muscles, multifidus, CSA, AP thickness

I agree the thesis paper to be lent within the library services.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Zdeňka Čecha, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 1. 4. 2018

Poděkování autorky

Chtěla bych poděkovat Mgr. Zdeňku Čechovi za odborné vedení práce. Velké poděkování patří MUDr. Zdeňku Hříbalovi za práci s ultrazvukem a vstřícnost. Ing. Adéle Holakovské děkuji za pomoc se statistickým zpracováním. Mgr. Martinu Svitekovi, Mgr. Stanislavu Macháčovi, Ph.D. A Mgr. Michaele Ulrichové děkuji za cenné rady, připomínky a podporu.

OBSAH

OBSAH	8
ÚVOD.....	1
SEZNAM ZKRATEK.....	3
PŘEHLED POZNATKŮ	4
1. Anatomické poznámky	4
m. multifidus	4
m. transversus abdominis	4
2. Kineziologie	6
2.1.1. Kineziologie trupu.....	6
2.1.2. Břišní svaly ve vztahu k trupu	6
2.1.3. Mechanismy TrA kontrolující trupovou stabilitu, feedforward aktivace	9
2.1.4. Stabilizační systém trupu.....	10
2.2. Kineziologie páteře.....	11
2.2.1. Stabilita páteře	11
2.2.2. Neutrální zóna	14
2.2.3. Ligamenta	19
2.3. Komprese a trakce.....	20
3. Ultrazvuk.....	20
3.1. Využití ultrazvuku fyzioterapeuty.....	20
3.2. Princip ultrazvuku.....	22
3.3. Brightness mode (B-mode) a motion mode (M-mode).....	24
3.4. Výhody a limity v užití ultrazvuku pro měření svalové aktivity a lineárních rozměrů a CSA svalů, korelace s jehlovou EMG	25
3.5. Jde USI použít ke změření tloušťky svalů při kontrakci?	27
3.6. Jak se měří plocha, velikost, změny tloušťky svalu pomocí USI	30
3.7. Ultrazvuk u paraspinálních svalů a změny u LBP.....	32
3.7.1. Vzhled multifidu na ultrazvuku.....	32
3.7.2. Překážky v měření multifidu ultrazvukem.....	32
3.7.3. Možnosti využití ultrazvuku v diagnostice a rehabilitaci multifidu	34
3.7.4. Atrofie m. multifidus a LBP.....	38
3.8. Ultrazvuk u břišních svalů.....	39
3.8.1. Výsledky vybraných studií, rozdíly v břišních svalech u mužů a u žen	40

4.	Visová lokomoce.....	45
4.1.	Sportovci využívající „lokomoci ve visu“ oproti „běžné populaci“	45
4.2.	Lidská ontogeneze a propojení HKK-trup.....	46
4.3.	Vzdušná akrobacie.....	47
4.4.	Sportovní lezení.....	54
5.	Florbal.....	57
PRAKTICKÁ ČÁST.....		59
1.	Metodika	59
1.2.	Počet probandů	60
1.3.	Protokol měření.....	60
1.4.	Parametry ultrazvuku	61
1.5.	Břišní svalstvo	61
1.6.	Zádové svalstvo	62
1.7.	Ukázka ultrazvukových snímků použitých v práci	65
1.8.	Měření pozice.....	66
1.9.	Vědecké otázky.....	72
2.1.	Postup zpracování výsledků, statistické metody.....	72
2.	Výsledky.....	74
2.2.	Popisné statistiky.....	74
2.3.	Výsledky měření břišních svalů	75
2.4.	Výsledky srovnání AP rozměrů jednotlivých svalů u lezců a u florbalistů	77
2.5.	AP rozměr OE v jednotlivých pozicích, porovnání lezci a florbalisté.....	77
2.6.	AP rozměr OI v jednotlivých pozicích, porovnání lezci a florbalisté.....	79
2.7.	AP rozměr TrA v jednotlivých pozicích, porovnání lezci a florbalisté.....	81
2.8.	Celková tloušťka vrstvy (OE+OI+TrA)	83
2.9.	Rozdíly ve stejných pozicích mezi lezci a florbalisty.....	84
2.10.	Výsledky zádových svalů-m. multifidus.....	86
2.11.	CSA rozměr multifidu v pozici B, porovnání lezci a florbalisté	87
2.12.	CSA rozměr multifidu v pozici D, porovnání lezci a florbalisté.....	88
2.13.	CSA rozměr multifidu v pozici F, porovnání lezci a florbalisté	89
DISKUZE		90
ZÁVĚR		96
SOUHRN.....		97
SUMMARY		99

SEZNAM OBRÁZKŮ	101
REFERENČNÍ SEZNAM.....	103

ÚVOD

Tato diplomová práce volně navazuje na naše předchozí měření k bakalářské práci "Aktivace svalů břišní stěny visovým zatížením ramenního pletence-pilotní sonografická studie." (Jordáková, 2015), kde jsme porovnávali 30 dobrovolníků-lezce (15) a sportovce nevyužívající visovou lokomoci (15). Měřili jsme AP rozměry břišních svalů (m. OE, m. OI, m. TrA) ultrazvukem v supinační pozici 3. měsíce dle vývojové kineziologie a ve visu za HKK s trojflexí DKK s odlehčením DKK. Obě pozice jsme měřili ve variantě korigované dle zásad nastavení správné postury v rehabilitaci a pozici volné, bez korekce.

Výsledky bakalářské práce: Mezi lezci a nelezci je v tloušťce rozdíl u m. TrA v nekorigovaném visu (p -value= 0,0476, sm. odchylka lezci= $\pm 0,149325$, nelezci= $\pm 0,211896$). Větší mohutnost celé svalové vrstvy je u obou skupin ve visech (p -value= 0,037846, sm. odch. vis= $\pm 2,790833$, sm. odch. leh= $\pm 2,651333$). OI je také u obou skupin mohutnější ve visech (p -value= $\pm 0,000171$, sm. odch. vis= $\pm 0,375163$, sm. och. leh= $\pm 0,381652$). Korekcí se u lezců zvýší mohutnost ve visu a sníží v lehu, u nelezců se po korekci zvýší ve visu i v lehu. Nelezci mají ve visu mohutnější m. TrA než lezci, lezci mají mohutnější m. OI a m. OE. Rozdíl mezi korekcí a nekorekcí je ve visu i v lehu obdobný u obou skupin. Závěr: Hodnoty nelezců jsou oproti lezcům více rozkolísané. UZ může být nástroj sloužící jako klinický biofeedback (Jordáková, abstrakt bakalářské práce, 2015).

Diplomová práce má za cíl porovnat dva odlišné typy zatížení trupu-trakční a kompresní. Soubor byl rozdělen na florbalisty a sportovce používajícími lokomoci za HKK. Nástrojem je diagnostický ultrazvuk, kterým byly měřeny lineární rozměry svalů. Měříme laterální břišní svaly- m. OE, m.OI a m. TrA, a ze zádových svalů mm. multifidi. Jako kompresní zatížení jsme zvolili výdrž na čtyřech s nadzvednutými koleny a trakční zatížení je vis za HKK s flexí DKK a mírnou oporou DKK nebo zcela bez opory.

Předpokládáme, že v kompresním typu zatížení budou lineární rozměry svalů na ultrazvuku nižší než v trakční zátěži. V trakční zátěži s podporou DKK předpokládáme lepší aktivaci m. TrA a m.OI než bez podpory DKK. Očekáváme odlišné výsledky u skupiny florbalistů a u skupiny trénující šplh a vis za HKK. U sportovců trénujících ve visu za HKK předpokládáme ve visu větší rozměry svalů než u florbalistů.

V teoretické části práce se věnujeme kineziologii a stabilizaci trupu a páteře z biomechanického hlediska. Probírá se i vztah HKK a trupu z hlediska ontogeneze a předpoklad o dobré aktivaci trupového svalstva ve visu za HKK.

Rozsáhlá část práce je věnována použití diagnostického ultrazvuku v oblasti rehabilitace. Jedná se o užitečný a dostupný nástroj, pro měkké tkáně srovnatelný s dalšími zobrazovacími metodami jako je MRI nebo CT, jsme-li si vědomi jeho limitací a možnosti chybné interpretace, která je ale u všech zobrazovacích metod.

V posledních dekáдах nastal velký nárůst využívání ultrazvuku ve fyzioterapeutické praxi. Současné aplikace spadají do dvou kategorií-rehabilitační ultrazvukové snímkování (RUSI) a diagnostické zobrazování. Zpočátku se jednalo převážně o změny zádoých svalů při LBP, poté se studie zaměřili i na sledování břišních svalů. Nenalezli jsme ovšem zatím studii, která by sledovala břišní a zádoé svaly zároveň. Naše práce je však unikátní v měření břišních svalů a m. multifidus zároveň a také v zaměření na visové pozice.

SEZNAM ZKRATEK

ADM.....	abdominal draw-in maneuver
AP.....	anterioposteriorní
BMI.....	body mass index
CNS.....	centrální nervová soustava
CSA.....	cross section area
DK.....	dolní končetina
DKK.....	dolní končetiny
EMG.....	elektromyografie
HK.....	horní končetina
HKK.....	horní končetiny
LBP.....	low back pain
m.....	musculus
MF.....	mm. multifidi
mm.....	musculi
MVC.....	maximal voluntary contraction
n.....	nervus
nn.....	nervi
OE.....	musculus obliquus externus
OI.....	musculus obliquus externus
RA.....	musculus rectus abdominis
RHB.....	rehabilitace
SIAP.....	spina iliaca anterior posterior
SIAS.....	spina iliaca anterior superior
TrA.....	musculus transversus abdominis
UZ.....	ultrazvuk
USI.....	ultrasound imaging

PŘEHLED POZNATKŮ

1. Anatomické poznámky

m. multifidus

Bederní multifidus je nejvíce zkoumaný paraspinální sval, a to jak ve zdravé populaci (Stokesová, 2005) tak u lidí s bolestmi zad a po prodělaných zraněních (Stokesová, 2007). Bederní paraspinální svaly ležící za transverzálním výběžkem jsou rozděleny podle Bogduka do 3 skupin (Bogduk, 2005). První a nejhlubší vrstva zahrnuje hluboké intersegmentální svaly, interspinalis a intertransversarii mediales. Tyto svaly jsou moc krátké a malé k dostatečně jasnému určení jejich ohraničení a adekvátní vizualizaci pomocí ultrazvukového zobrazení. Druhá skupina je tvořena vícesegmentálními svaly, které se upínají přímo na bederní obratle a patří sem m. multifidus, mm. rotatores a bederní porce m. erectoru spinae, m. longissimus a m. iliocostalis. Třetí, nejvíce povrchová vrstva je složena z dlouhých mnohasegmentálních svalů, které spojují bederní a hrudní oblast. Upínají se na pánev a sacrum a zahrnují hrudní část erectoru spinae (Bogduk, 2007).

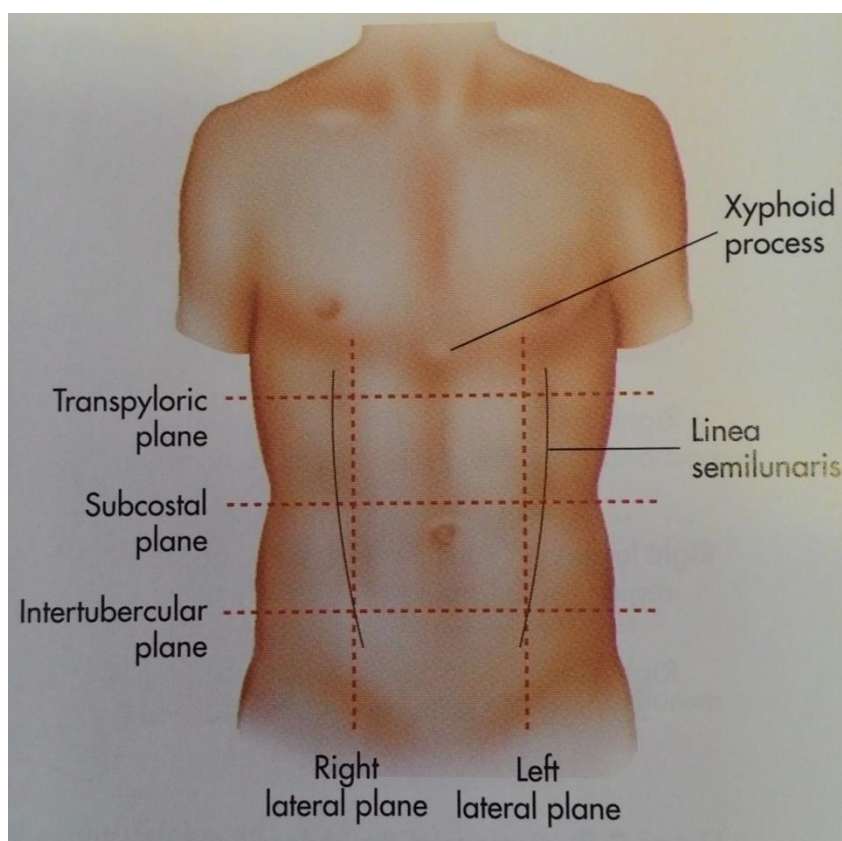
Výzkumníci pracující na biomechanických modelech vytvořených podle anatomických dat naznačují, že povrchové snopce multifidu provádí rotaci v sagitále (extenzi) bederní páteře spolu s meziobratlovou kompresí (Bogduk, 2006, Macintosh, 1986), zatímco hlubší vlákna primárně generují kompresivní síly, s minimálním přídatným točivým momentem (Bogduk, 2006).

Macintosh (Macintosh, 1986) popsal m. multifidus jako nejvíce mediální z bederních posteriorních svalů, velký, mnohosvazkový sval složený z 5- ti překrývajících se vrstev (5 rozdílných myotomů). Každý svazek stoupá z trnového výběžku a je inervován unisegmentálně. Velikost multifidu vzrůstá kaudálním směrem. Změny v denzitě svalu byli v rámci studií nejprve hodnoceny pomocí MRI nebo CT, zatímco změny v konzistenci byly pozorovány pomocí ultrazvuku (Macintosh, 1986).

m. transversus abdominis

M. transversus abdominis tvoří třetí, nejhlubší vrstvu laterálního břišního svalstva. Svalové snopce mají příčný a mediálně konkávní průběh. Mediálně k zadní straně m. rectus abdominis, přecházejí do aponeurosis musculi transversi. Při jednostranné kontrakci uklání trup na svou stranu a účastní se rotací, při oboustranné kontrakci se změnami napětí břišní stěny podílí na břišním lisu dýchacích pohybů břišní stěny a „zatahuje břicho“ (Čihák, 2011). Přitlačuje břišní útroby k páteři a tím vytlačuje bránici vzhůru. Kaudální snopce kontrolují a regulují napětí břišní stěny v oblasti

canalis inguinalis (v námaze, zvedání břemen) (Čihák, 2011). Při zatížení trupu předchází aktivaci přímých břišních i zádočných svalů (Hodges, 1997, 1999). Aktivita m. TrA zvyšuje napětí v thorakolumbální fascii, tím přispívá ke stabilizaci páteře a zvyšuje nitrobřišní tlak (Véle, 2012). Na hrudníku pokračuje tento sval jako ne zcela souvislý soubor mm. subcostales (Dylevský 2007). transversus abdominis může být ve spodní části kompletně spojený s m. internus abdominis, proto je někdy nazýván „complex muscle“, u některých jedinců může i zcela chybět a počet začátků a úponů svalu je variabilní (Platzer, 2004).



Obrázek 1 Zobrazení povrchových struktur břišních svalů, rozdělení na 9 regionů, zdroj Hagen-Ansert

2. Kineziologie

2.1.1. Kineziologie trupu

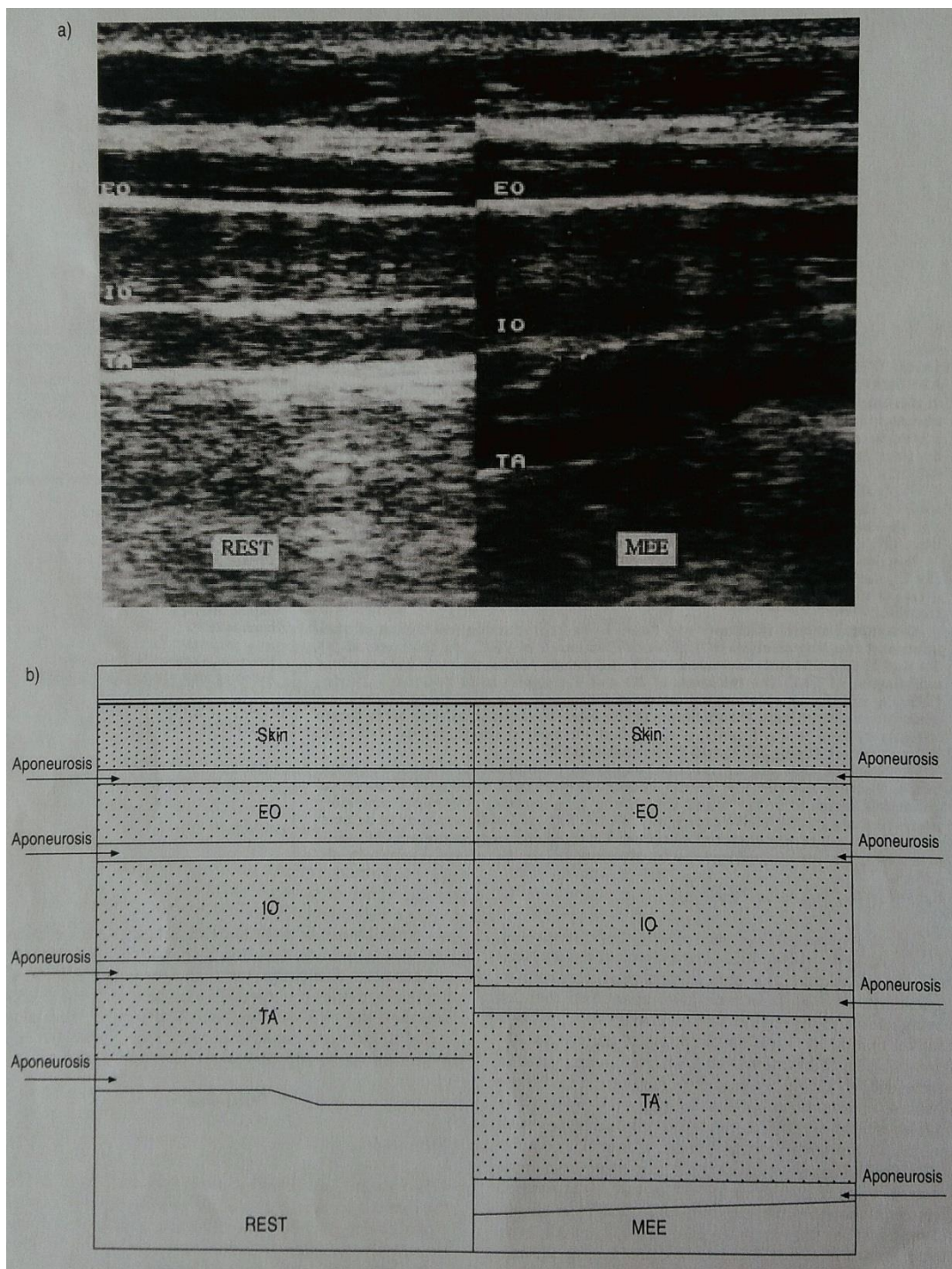
Trup tvoří osu postavy, tvoří ho hlava, páteř a pánev. „Jeho segmenty formují linii určující vzhled postavy (postury) projevující se staticky držením těla a dynamicky pohybovým chováním. Linie postavy je obrazem i projevem osobnosti“ (Véle, Kineziologie, 2006, str. 195). Trupové (axiální) svalstvo nelze funkčně oddělit od svalstva končetinového, pohyby se vykonávají v různě dlouhých řetězcích, které integrují funkci osového orgánu do jednoho celku. Čím hlouběji jsou trupové svaly uloženy, tím více působí na dané jednotlivé segmenty. Čím probíhají povrchověji, tím více segmentů spojují svými fasciálními pruhy a výrazně se řetězí a rozšiřují tím pohybové spektrum trupu a zabezpečují jeho stabilitu (Véle, 2006).

2.1.2. Břišní svaly ve vztahu k trupu

Břišní svalstvo tvoří funkční propojení mezi hrudníkem a pánví. Má značný posturální význam, na kterém se podílí s bránicí a pánevním dnem. Ve své funkci jsou břišní svaly diferencovány (Véle, 2006, Platzer, 2004). Svaly tvoří rozsáhlé plošné celky inervované z několika kořenů, proto může být různý stupeň aktivace v horní, střední i spodní porci svalu. Může docházet i k jakési reciproční inhibici, kdy například přílišná aktivita horní části RA inhibuje spodní porci.

Spolu s m. gluteus maximus a m. iliopsoas se podílí na ovládnutí sklonu pánve, který má vliv na tvar páteře a funkci zádových svalů (Véle, 2006). Hrají významnou roli ve stabilizaci lumbosakrální páteře a při prevenci low back pain (Hodges, Richardson, 1997). M. transversus abdominis svou kontrakcí iniciuje aktivitu všech břišních svalů při flexi i při extenzi hrudníku a při dýchání pracuje v partnerském vztahu s bránicí. Jeho funkce podporuje fixaci lumbální páteře a dle Kapandjiho tím snižuje zátěž na meziobratlové ploténky. Všechny břišní svaly pracují v souhře s bránicí a pánevním dnem. Podílejí se na funkci rozsáhlých svalových řetězců. Funkční propojení šikmých břišních svalů, m. TrA a transverzospinálních svalů je australskými autory (Richardson et al, 2004) označován jako hluboký stabilizační systém (Véle, 2006). Svou činností břišní svaly také patří k pomocným výdechovým svalům. Svou kontrakcí pomáhají vytlačovat bránici kranálně a přispívají tak k výdechu (Grim, Druga, 2001, 2006). Při použití jehlových elektrod v jednotlivých břišních svalech se při nahrávání EMG se ukázalo že u lidí jsou během dýchání TrA a OI aktivovány preferenčně vzhledem k povrchovým břišním svalům. Během maximálního výdechového úsilí byla tloušťka TrA (snímána ultrazvukem) úzce spojena s tlakem v žaludku (snímána balónkovým katetrem). Hlavní role TrA ve

zvyšování tlaku v žaludku je nejspíše podmíněna faktem, že sval cirkulárně obkružuje celou břišní dutinu, a proto je ve výhodnější pozici pro generování nitrobřišního tlaku než ostatní břišní svaly. U maximálního usilovného nádechu tloušťka TrA a OI znatelně poklesne, břišní svaly se zdají být v protažení vlivem poklesu bránice na konci nádechu. Zatímco TrA a OI mají obojí posturální i dechovou funkci, OE se zdá být zapojený především v rotacích trupu a v porovnání s ostatními břišními svaly má pouze drobný mechanický efekt při maximálním výdechovém úsilí, což může být dáno orientací a typem svalových vláken (Misuri et al, 1997).



Obrázek 2 laterální břišní svaly v běžném výdechu a při maximálním výdechovém úsilí a, ultrazukové snímky laterálních svalů břišní stěny při funkční reziduální kapacitě (vlevo) a během maximální výdechové námahy (vpravo). AP rozměr OI a TrA se proměnil, zatímco AP rozměr OE zůstává nezměněný. b, Schematické znázornění ultrazukových snímků ukazující jednotlivé svaly (Misuri et al., 1997)

Bergmark (1989) rozčlenil trupové svalstvo na lokální a globální. Lokální svaly jsou nepostradatelné pro stabilizaci lumbosakrální části páteře. Jedná se o mm. multifidii, m. transversus abdominis a m. obliquus internus. Globální svaly jsou potom zodpovědné za většinu pohybů trupu. Konkrétně se jedná o m. obliquus externus a m. rectus abdominis. Biomechanické studie ukázaly, že

aktivita trupového svalstva je během funkčních aktivit a cvičení vyžadována k udržení stability páteře (Lee et al, 2013). Termín „abdominal hollowing“ popisuje aktivní snažení v trénování zapojení m. transversus abdominis. Dle Richardsona je cílem posílit aktivitu lokálních svalů a minimalizovat aktivitu povrchových globálních svalů (Richardson et al, 2004).

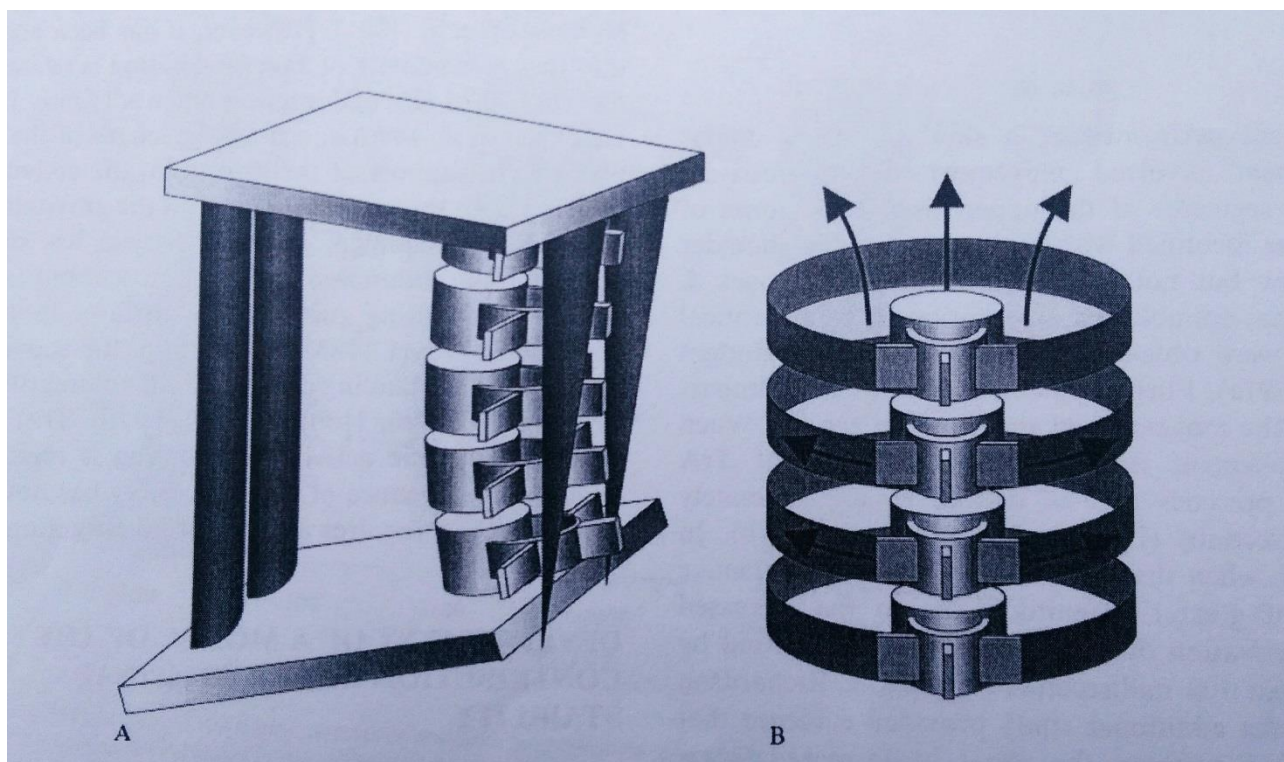
2.1.3. Mechanismy TrA kontrolující trupovou stabilitu, feedforward aktivace

Svalové kontrakce přispívají ke kontrole páteře proti reaktivním silám a posturálním nárokům vzniklým pohybem končetin. Všechny trupové svaly mají schopnost přispět ke stabilizaci páteře, nejdůležitější je však m. transversus abdominis (Cresswell, 1994). Podle Koláře je nejdůležitější m svalem bránice (Kolář, 2012). Transversus abdominis (TrA) se aktivuje při flexi i při extenzi trupu, při naložení zátěže na ramena. Zvyšuje napětí v thorakolumbální fascii, čímž zvyšuje intraabdominální tlak. Svou kontrakcí tak přispívá ke stabilitě páteře a pánve směrově nespecifickým způsobem. Při rychlých pohybech horní končetinou se TrA aktivuje jako feedforward ještě před kontrakcí primemoverů horní končetiny a ostatního trupového svalstva. Nástup kontrakce TrA není ovlivněn směrem pohybu paže, na rozdíl od ostatního trupového svalstva (Hodges, Richardson, 1997).

Hodges udává, že aktivace TrA ve spojení s udržením stability páteře nastupuje až při určitém stupni zatížení, kdy působící síly hrozí vychýlit páteř ze současné pozice. Svalová vlákna TrA mají několikero úponů na bederní obratle prostřednictvím vrstev thorakolumbální fascie a současně může ovlivnit lumbální segmenty změnou intraabdominálního tlaku. Díky fylogeneticky získané nestabilitě bederní páteře vlivem přechodu na bipedální lokomoci, zejména kolem neutrální zóny (Panjabi, 1992) má tato kontrola kruciální význam. Popisuje, že hlavní role hlubokých břišních svalů jako TrA je udržovat stabilitu bederní páteře proti efektům gravitace během běžných denních činností (Hodges, 1999). Pro zabezpečení takovýchto nenáročných pozic pracují svaly pouze na velmi nízkém stupni (2-3%) své maximální kontrakce. Bez ohledu na věk, hluboké břišní svaly drží bederní páteř v neutrální pozici (Tahan et al. 2016). Zatímco svaly jako bederní multifidus provádí až 2/3 kontroly intersegmentálního pohybu v určitých směrech (Wilke 1995, in Hodges 1999), v kontrole poskytované tímto svalem jsou limitace. Multifidus nemůže dobře ovládat rotace v bederní páteři (Wilke, 1995) a u střížných sil generovaných v úrovni L5 je maximální kontrakce tohoto svalu kontraproduktivní (Hodges, 1999).

Mechanismy, kterými může TrA přispět k intersegmentální stabilitě jsou komplexní a zahrnují napínání fascií (Hodges 1999), generování intraabdominálního tlaku a kombinaci obojího. M. TrA ale pravděpodobně může ovlivnit segmentální stabilitu v obecném smyslu, ale ne v konkrétním

směru. Odpověď TrA na vychylování trupu je konsistentní, působící ve prospěch většího ztuhnutí a stabilizace bederních intervertebrálních kloubů a potencionálně zjednodušující směrovou kontrolu povrchových svalů (Hodges, 1999). Tento model aktivace svalů je podobný Bergmarkovu (1989), který dělí svaly na „lokální“ a „globální“. Svaly s úpony na bederní obratle, a tedy se schopností ovlivnit intersegmentální kontrolu nazývá „lokální“ a svaly s úpony na hrudník a pánev které jsou vhodné pro kontrolu zevních sil působících na páteř nazývá „globální“, které mají zároveň větší plochu a jsou to svaly záběrové. Ačkoliv TrA nebyl Bergmarkem zařazen, jeho chování odpovídá svalu lokálnímu. TrA je kontrolován nezávisle na ostatních trupových svalech a může být trénován izolovaně. TrA je z břišních svalů nejvíce ovlivněn při LBP, kdy ztrácí svou tonickou funkci. CNS kontroluje segmentální stabilitu a nasměrování páteře na sobě nezávisle (Hodges, 1999).



Obrázek 3 odlišné úlohy svalů ve stabilizaci páteře Model odlišné úlohy svalů ve stabilizaci páteře (A) povrchové trupové svaly (RA, OE, OI, ES) mají mechanickou výhodu ke kontrole celkové pozice páteře (B) TrA oproti tomu nemůže přímo ovlivňovat zevní nasměrování celku a kontroluje intersegmentální pohyb zejména zvyšováním nitrobřišního tlaku a napětím thorakolumbální fascie (Hodges, 1999)

2.1.4. Stabilizační systém trupu

Udržování vertikální polohy vyžaduje trvalou aktivitu posturálních svalů. Posturální systém můžeme podle Véleho rozdělit na dva funkčně odlišné svalové systémy.

Vnitřní (hluboký) stabilizační systém, složen z hlubokých zádových svalů a svalů rotátorové manžety ramene a rotátorů kyčelního kloubu. Počítáme sem bránici, a to v její posturální funkci v souhře s m. TrA a svaly pánevního dna. Bránici ovšem nemůžeme zařadit pouze do hlubokého stabilizačního systému, neboť pracuje i s dlouhými svaly patřící do zevního stabilizačního systému, který udržuje stabilitu těla mimo vertikální polohu a při pohybu. Krátké hluboké zádové svaly mají mimořádně citlivé proprioceptory reagující na minimální změnu polohy, ale i na přesuny tekutin v tělní dutině.

Vnější (povrchní) stabilizační systém, složen ze středních a dlouhých silných záběrových svalů, které se táhnou přes celý trup a udržují pohybovou stabilitu jednotlivých segmentů i těla jako celku ve vychýlených polohách a v pohybu. Můžeme sem řadit i bránici (viz. výše). Patří sem svalstvo pánevního pletence a dolních končetin a celá dechová muskulatura (Véle, 2012).

Oba stabilizační systémy včetně bránice jsou provázené a spolupracují spolu. „Výraz hluboký stabilizační systém se stal postupně pro fyzioterapeuty jakousi zaklínací formulí, na niž se dá všechno svádět a která odvádí od integrujícího aspektu na posturální a dechovou motoriku (Véle, 2012, str. 121).“

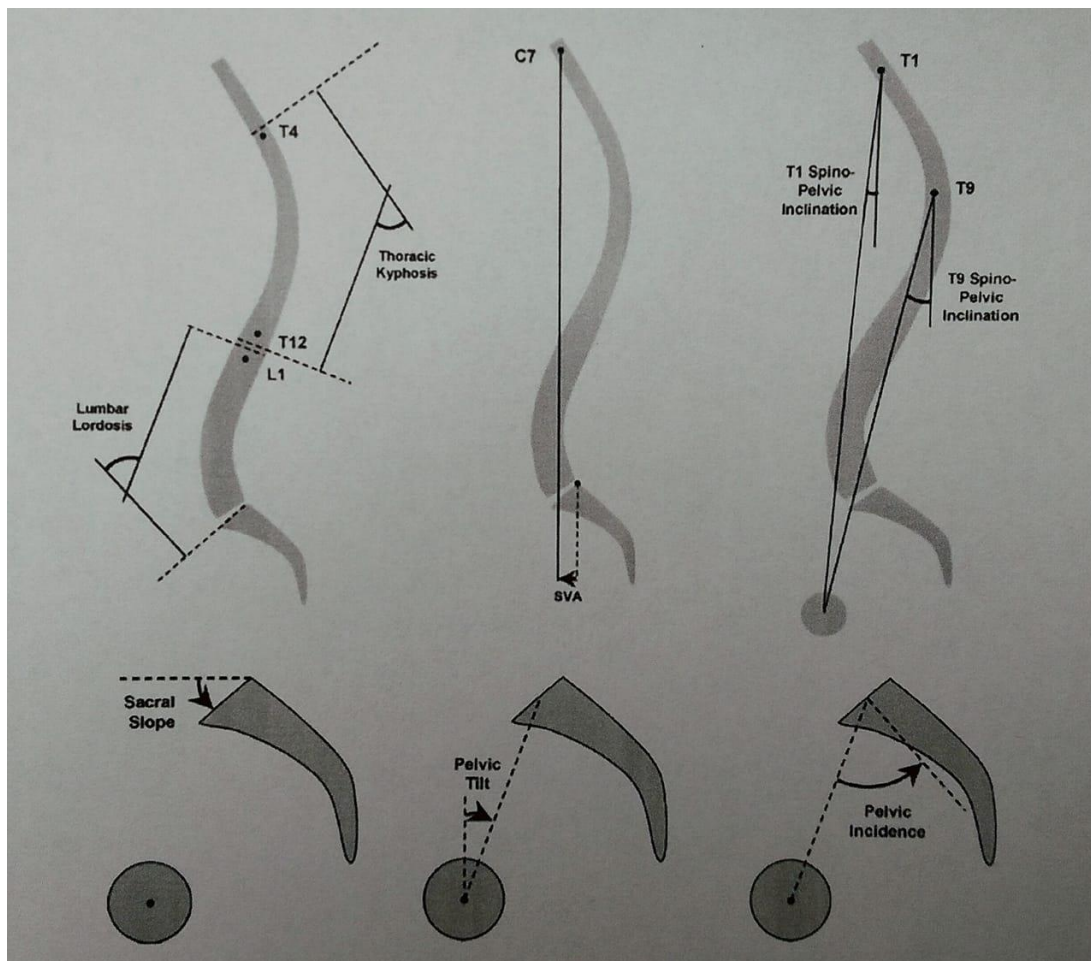
Pojem stabilizačního systému je pro nás (ačkoliv neustále zmiňovaný) složitý pojem, který je různými autory odlišně vykládán (Richardson, Hodges, Kolář) a je otázkou co vše do něj patří. Někteří autoři sem přiřazují pouze bránici, pánevní dno, břišní a hluboké zádové svaly, jiní tam funkčně přiřazují i ramenní a pánevní pletenec. Často se setkáváme s pojmy „hluboký stabilizační systém (případně integrovaný stabilizační systém), core svaly a poté ostatní velké povrchové svaly, které jsou však naprosto shodně důležité. Je otázkou, zda je vůbec potřeba takto rozdělovat lidské tělo. Může to potom vést k domněnkám že bez speciálního tréninku „core“ nemůžeme dosáhnout „správného zapojení“ našich svalů v pohybu.

2.2. Kineziologie páteře

2.2.1. Stabilita páteře

V roce 1978 vyšlo první vydání klasické učebnice Klinická biomechanika páteře od autorů Whitea a Panjabiho. Druhé vydání vyšlo v roce 1990 a nové, třetí vydání je těsně před publikací (Oxland, 2016). V posledních 25- ti letech se naše nahlížení na anatomii a kineziologii páteře jako celku změnilo, větší význam je přikládán na postavení pánve a na kyčelní klouby (jejich morfologie a rozsahy pohybů, stav okolních svalů). Objevil se nový termín „sagittal balance“ (Rousouly et al., 2011). V české literatuře se setkáváme s pojmy sagitální stabilizace a rovnováha. Sagitální rovnováha je anatomicky vyjádřena přesnou pozicí obratle C7 nad sacrem v anteroposteriorní (sagitální) ose.

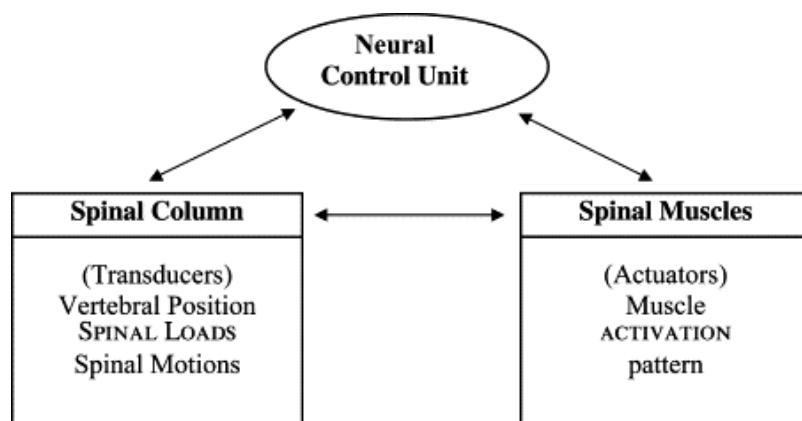
Tento parametr se ukázal být v korelátu s klinickými symptomy (Glassman et al, 2005). Mnoho autorů se shodlo na potřebě těla udržovat „stabilitu“ a rovnovážný stav odpovídající aktuálně prováděné činnosti (Oxland, 2016).



Obrázek 4 parametry popisující sagitální stabilitu páteře-parametry popisující geometrii páteře (horní tři obrázky) a pánve (spodní tři) SVA=sagitální vertikální axis, který obecně odkazuje k „sagitální stabilitě“ (Oxland, 2016)

Klinické pojmy stabilita a zejména instabilita jsou však problematické. Často jsou nejasně uchopitelné a mohou být špatně pochopené. White a Panjabi definovali klinickou instabilitu páteře jako ztrátu schopnosti páteře udržovat vzory přizpůsobení se aktuálnímu fyziologickému zatížení při nepřítomnosti jakéhokoliv neurologického deficitu, významné deformity a nezvladatelné bolesti (White, Panjabi, 1990). Panjabi rozděluje stabilizační systém páteře na 3 subsystemy. Obratle, meziobratlové disky a ligamenta tvoří pasivní subsystem. Všechny svaly a šlachy obklopující páteř které mohou silově působit jsou aktivní subsystem. Nervy a CNS obsahuje neurální subsystem, který určuje požadavky na stabilitu páteře sledováním různých signálů a navádí aktivní subsystem k zajištění potřebné stability. Dysfunkce jakéhokoliv subsystemu může vést k jedné nebo více následujícím možnostem-okamžité odpovědi od ostatních subsystemů a a úspěšné kompenzaci,

dlouhodobé adaptační odpovědi jednoho nebo více subsystémů, nebo zranění jednoho či více subsystémů. Předpokládá se, že první možnost vyústí v normální funkci, druhá v normální funkci ale s pozměněným stabilizačním systémem a třetí vede k dysfunkci projevující se například bolestí zad.



Obrázek 5 stabilizační systém páteře-3 subsystémy Stabilizační systém páteře. Můžeme ho rozdělit na 3 subsystémy-páteř, svaly obklopující páteř a motorická kontrolní jednotka. Páteř nese náklad a poskytuje informace o pozici, pohybu, a zatížení páteře. Tyto informace se přemění do akce řízené kontrolní jednotkou. Akce je provedena svaly (Panjabi 2003)

V situacích kde jsou větší požadavky na zatížení páteře očekávány může neurální subsystém změnit strategii náboru svalů s přechodným cílem udržet stabilitu páteře i v extrémní situaci. Může ale dojít k chybnému vyhodnocení situace neurálním systémem v pohybových situacích s minimální zátěží (např. zvednutí listu papíru ze země), dojde k předčasnému nebo pozdnímu zapojení příslušných svalů nebo přílišnému zatuhnutí svalů a následně akutní bolesti, proto jsou tyto běžné denní komplexní činnosti (často kombinace flexe, ohnutí a rotace) v jistém smyslu pro páteř nebezpečnější než očekávaná vysoká zátěž (Panjabi, 1992).

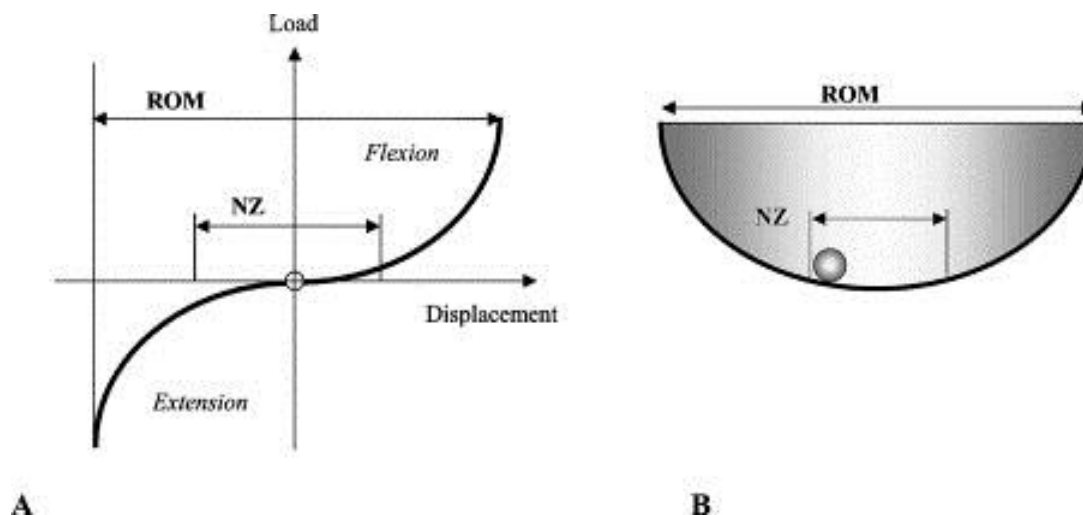
Je žádoucí rozlišovat mezi mechanickou a klinickou nestabilitou páteře. První se vztahuje k neschopnosti páteře zvládat zatížení a druhá zahrnuje klinické následky neurologického deficitu a/nebo bolesti. Klinická instabilita, jejíž indikátorem je mechanický parametr byla zkoumána in vivo již Knutssonem, který použil rentgen. Všiml si anteriorní a posteriorní translace obratlů při pohybu z extenze páteře do flexe (Panjabi, 1992). V uplynulých letech se uskutečnilo několik podobných studií, výsledky jsou však nejasné. Ve vztahu k bolesti zad někteří autoři popsali zvýšenou hybnost (Friberg, 1987, in Panjabi, 2003), někteří sníženou (Dvořák, Panjabi, Novotný, 1991). Důvodů k nejasným výsledkům může být několik, různé stupně kvality řízení volných pohybů zad probandů, přítomnost svalových spasmů a bolesti během snímání, nedostatečně homogenní skupiny (různý věk a pohlaví) a v neposlední řadě omezená reliabilita in vivo metod pro měření pohybu. Tyto problémy, ačkoliv ne nepřekonatelné, jsou obtížně řešitelné v klinické praxi (Panjabi, 2003). Panjabi se ve své hypotéze pokusil propojit pasivní vlastnosti kostěné a ligamentózní složky páteře a

neuromuskulární systém. Základní premisou byla hypotéza, že lidská páteř potřebuje být neustále mechanicky stabilní kvůli minimalizaci rizika poranění, které by mohlo vést k nocicepci a bolesti. Na udržování této dynamické stability se podílí celý neuromuskulární systém. Koncept je zatím hypotetický, s potenciálem pro budoucí výzkum. Kompresivní síly působící na páteř byli obecně známé už v 90. letech, zjištěné pomocí měření tlaku v meziobratlových ploténkách Nachemsonem, Andersonem a kolegy (Nachemson, 1960, Andersson at al. 1977, oboje in Oxland, 2016).

Síla obratlových těl v zátěži (nosnost) se zvyšuje od cervikální k lumbální páteři, což potvrdil Messner již v roce 1880, a to díky zvětšující se ploše průřezu (CSA-cross-sectional area) obratle a okolních měkkých struktur. Mnoho výzkumných skupin poté potvrdilo že kostní denzita a velikost cross-sectional area vysoce koreluje se zvládnutím kompresivní síly (Oxland, 2016). Je obecně známo, že osoby s flekčním držením těla zatíží více obratlové tělo a osoby relativně více v extenzi spíše foramen vertebrale (Yang a King, 1984, in Oxland, 2016). Novější výzkumy poukázali na to, že se zvyšujícím věkem (zejména nad 60 let) se zatížení spíše přesouvá na foramina. Adams a kolegové tento mechanismus považují za původce snižování výšky meziobratlových disků. Pokles mechanického zatížení obratlových těl vyústí ve snížení kostní denzity a může být vysvětlením pro časté kompresivní fraktury obratlů u starší populace (Adams et al, 2006, in Oxland, 2016). Panjabi vyslovil koncept stabilizačního systému páteře skládající se ze tří subsystémů. Páteř, poskytující vnitřní stabilitu, spinální svaly, obklopující páteř poskytující dynamickou stabilitu a neurální řízení vyhodnocující a určující požadavky pro stabilitu a koordinovanou odpověď svalstva (Panjabi, 1992 in Panjabi, 2003). Za normálních podmínek tyto tři subsystémy pracují v harmonii a zabezpečují mechanickou stabilitu. Neurální kontrola zabezpečuje vhodnou svalovou odpověď na danou pohybovou situaci (Panjabi, 2003).

2.2.2. Neutrální zóna

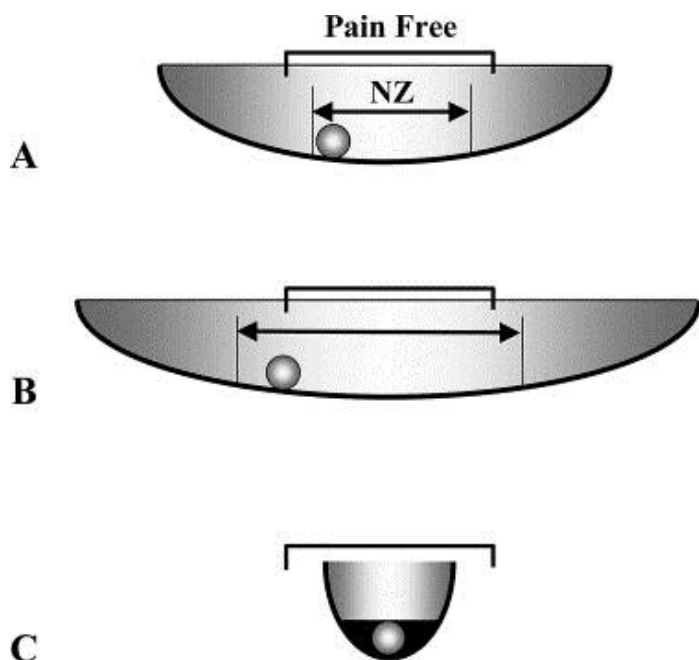
Na páteři je často měřeno rozložení zátěže. Křivka grafu deformace pod zátěží může být lineární nebo nelineární. V ocelové pružině to je lineární křivka-šikmá čára, kterou lze vyjádřit pouze jednou hodnotou, sklonem-čím více se zatíží, tím více se zdeformuje. U páteře křivka neroste lineárně. Páteř je flexibilní v nízkých zátěžích a tuhne se zvyšující se zátěží (Panjabi 1999, Panjabi 2003). Sklon linky (tuhost páteře) se mění se zatížením. Toto chování však není dostatečně reprezentováno jednou hodnotou tuhosti.



Obrázek 6 křivka zátěže a jejího rozložení na páteřní segment-křivka zátěže a rozložení křivky (A) páteřní segment vykazuje ve vztahu k zatížení ve flexi a extenzi nelineární tvar křivky, indukující proměnný vztah mezi aplikovaným zatížením a tvarem křivky. Další parametr (NZ-neutrální zóna) ukazuje laxicitu páteřního segmentu v rozsahu neutrální zóny, parametr ROM (range of motion) lépe ukazuje nelinearitu účinků zatížení na páteř (B) koule v misce je grafickým analogem křivky zátěže a posunu křivky (Panjabi, 2003)

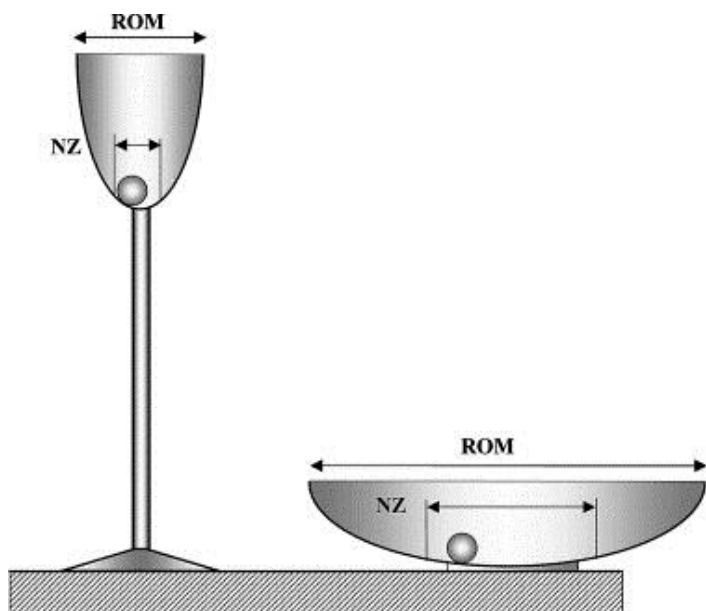
Panjabi zavedl termín FSU-functional spinal unit. FSU tvoří dva sousední obratle, meziobratlový disk, ligamenta, fasetové klouby, ale bez svalstva (Panjabi, 2003). Nelineární chování FSU v zátěži v ohybu vedlo k nadefinování neutrální zóny, jakožto dalšího parametru k již používanému ROM (Oxland, 2016).

K určení chování páteře tedy Panjabi doporučil používat alespoň dva parametry-range of motion-ROM a neutral zone-NZ. NZ je část ROM kde je minimální rezistence k intervertebrálnímu pohybu (Panjabi 2003). ROM je celý rozsah fyziologického pohybu, měřený od neutrální pozice (neutrální pozice je pozice páteře ve které je celkové vnitřní napětí páteře a svalová síla udržující pozici páteře minimální. ROM je rozdělený na 2 části, neutrální a elastickou zónu (Panjabi 1992). Neutrální zóna je část ROM, kde je minimální rezistence k intervertebrálnímu pohybu. Je to zóna vysoké flexibility nebo laxicity (Panjabi 2003). Elastická zóna je část fyziologického intervertebrálního pohybu měřeného od konce neutrální zóny do fyziologického limitu. V elastické zóně je pohyb páteře vytvářen proti značné vnitřní rezistenci (Panjabi, 1992). Pro představu můžeme použít parafrázi s koulí a miskou.



Obrázek 8 Analogie koule v misce- hypotéza vztahu pohybu a bolesti (A) Páteř v neutrální zóně bez bolesti. (B) Přizvětšení neutrální zóny se již doistaneme do bolestivé zóny. (C) Stabilizovaná záda (po operaci) mají omezenou neutrální zónu, tudíž jsou bez bolesti

páteře. Hlubší miska, představme si jako sklenice na víno, představuje více stabilní páteř, mělká miska, jako třeba miska na polévku představuje méně stabilní páteř.



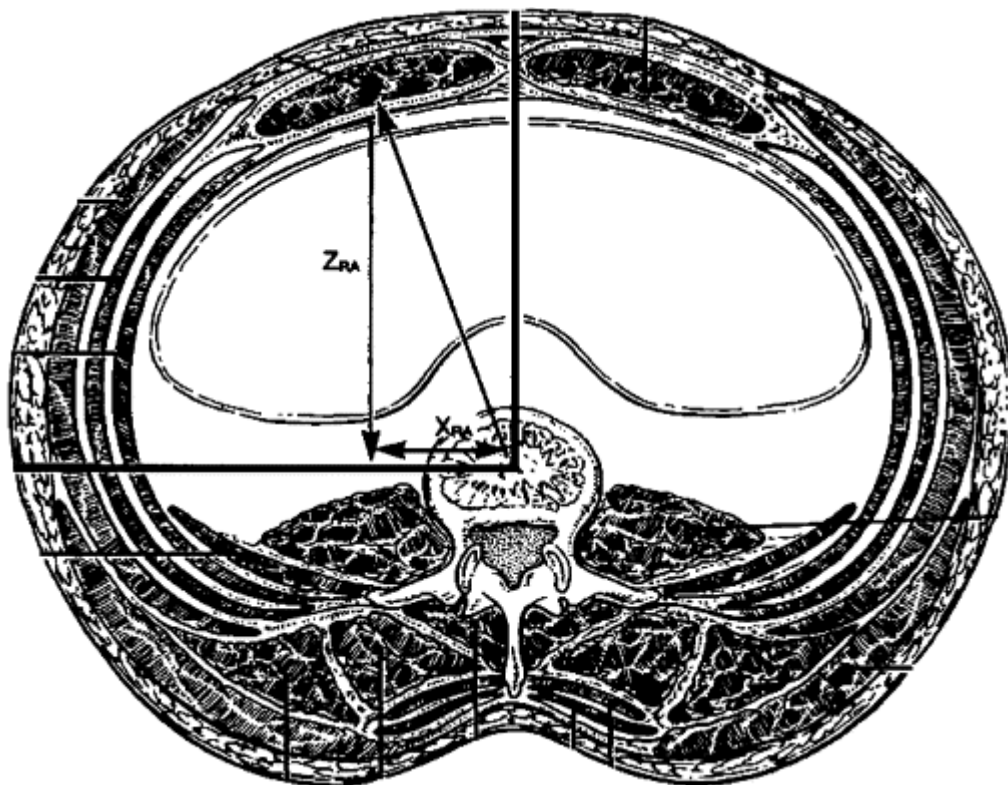
Obrázek 10 Odlišné míry stability páteře. Hlubší „sklenka na víno“ představuje více stabilní páteř, avšak s nižším rozsahem pohybů. „Polévková miska“ je méně stabilní páteř, ale s velkými ROM (Panjabi, 2003)

Křivka zátěže a deformace představuje misku s přehozením části křivky sklonu nahoru. Do misky umístíme kouli. Koule se hýbe bez námahy v neutrální zóně misky, ale vyžaduje větší úsilí pohnout se do vnějších oblastí ROM (strmé stěny misky). Neutrální zóna představuje region s minimem tuhnutí na křivce zátěž/deformace a odpovídá laxicitě vaziva, na rozdíl od ROM, které představuje absolutní možný rozsah hybnosti v daném zatížení (Oxland, 2016). Tvar misky představuje stabilitu

Méně stabilní páteř má tedy i větší rozsah neutrální zóny než páteř stabilní. Důležitá charakteristika NZ je že její velikost má vysokou senzitivitu k možnému poranění, oproti široce používanému ROM (Oxland a Panjabi. 1992, in Oxland, 2016). Ligamentózní poranění páteře, například axiální komprese, ovlivní multidirekcionální instabilitu páteře a neutrální zóna má větší rozsah než ROM (Panjabi, 2003). V jiné in vitro studii Panjabi se spolupracovníky použily čerstvé kadavery 2 bederních obratlů před a po

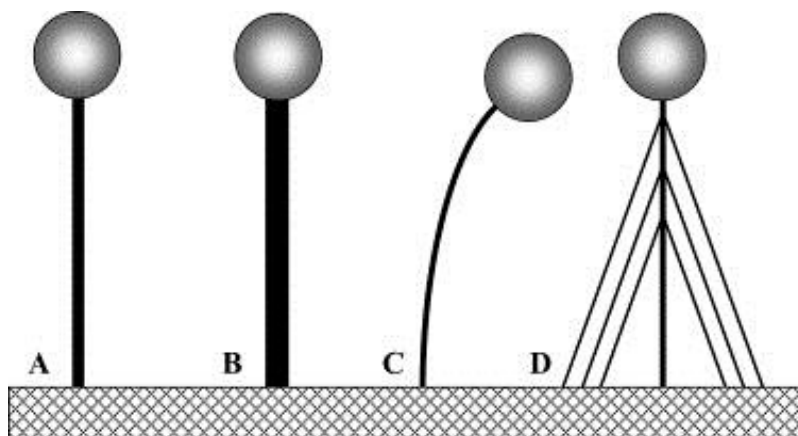
úrazech s se zvyšující závažností. Hlavní nálezy u zátěže ve flexi byly, že zranění zvýšily NZ i ROM a po závažných úrazech o velikosti 60 N zůstane NZ intaktní a ROM zůstane znatelně zvětšená. Domnívají se, že odlišné chování NZ a ROM ukazuje roli svalů ve stabilizaci poraněného segmentu, což se nejdříve projeví poklesem NZ (Panjabi, 2003). Na hypotetické analogii „koule v misce“ můžeme vysvětlit i hypotézu vztahu pohybu k bolesti. Opět si představíme křivku zátěže a deformace, stabilní jakožto bez bolesti, nestabilní s bolestí a „znovu stabilní“ bez bolesti. Když si představíme pacienta bez bolestí zad, tak má normální NZ i ROM. Koule se pohybuje volně v rámci nebolestivé zóny. Když se přihodí zranění, různé komponenty-např. kloubní vazy mohou být poraněné a objeví se bolest. Abnormální pohyb se také může objevit v důsledku degenerativních změn. V obou případech je neutrální zóna zvětšená a koule se hýbe volně do větší vzdálenosti, za nebolestivou zónu. Stabilizační systém páteře reaguje na takovou situaci aktivně, poklesem neutrální zóny prostřednictvím aktivace spinálních svalů nebo adaptačním ztuhnutím páteře v průběhu času, například vznikem podpůrných osteofytů. Tento systém může být také stabilizován chirurgickým zákrokem, posílením svalstva nebo tréninkem neuromuskulárního systému. Koule je poté v misce znovu ukotvena, má nižší rozsah pohybu a páteř je bez bolesti. Tato hypotéza popisující vztahy mezi NZ, bolestí a stavem páteře je nepotvrzená. Tyto domněnky musí být testovány a potvrzeny v budoucích studiích (Panjabi, 2003). Velká vnější zátěž na páteř rekrutuje mnoho svalů poskytujících větší stabilitu. Při aplikaci malého vnějšího zatížení však platí opak. Pokud v této situaci systém čelí náhlému vzestupu vnější zátěže (náhlý pohyb páteře nečekaným směrem), páteř se může ocitnout v riziku poranění i v malém zatížení (Panjabi, 2003).

Význam paraspinálních svalů pro stabilizaci páteře je zcela zřejmý.



Obrázek 11 Transversální řez bederní páteří, povšimněte si, že CSA spinálních svalů je větší než CSA páteře (Oxland, 2016)

Když se podíváme na cross-section lidského těla v transverzální rovině v úrovni bederní páteře, zjistíme že celková šířka svalstva obklopující páteř je mnohem větší než páteř a že svaly mají značně větší rameno páky než vazy a meziobratlové disky. Svaly poskytují mechanickou stabilitu páteři. Euler, švýcarský vědec vyvinul matematické teorie pro vypočítání kapacity zátěže v roce 1744. Jeho model se nazývá kritické zatížení sloupce, a bylo definováno jako minimální zátěž aplikovaná na vrchol sloupce, který způsobí jeho zhroucení/ohnutí. Podle této teorie je kritické zatížení přímo spojené s tuhostí sloupce. Když bude sloupec silnější (vyšší tuhost), hodnota kritického zatížení bude vyšší a sloupec zůstane stát a bude stabilní. Jestliže bude sloupec tenčí (nižší tuhost), sloupec zkolabuje. Kritické zatížení bederní páteře bylo in vitro stanoveno na 90 N nebo <20 lbs (Crisco, 1989, in Panjabi, 2003). Jedná se o mnohem nižší hodnotu, než byla stanovena měřením in vivo, kdy se jednalo o hodnoty 1500 N a vyšší. Tato diskrepance mezi měřením in vitro a in vivo může být vysvětleno chováním svalů jakožto zpevňujících drátů zvyšujících tuhost páteře a tím zvyšují kritickou mez zatížení a stabilitu.



Obrázek 13 Vybočování sloupu podpírajícího náklad. (A) Sloupec s kritickým zatížením je na pokraji zhroucení nebo instability. (B) Tužší sloup je stabilnější. (C) Více flexibilní sloup je nestabilní. (D) Nestabilní sloup může být zpevněn dodatečnými podpěrami (Panjabi)

Stabilizační role spinálních svalů nemůže být snadno měřena EMG studiemi změřením samotných svalů. EMG záznam ze svalu poukazuje na elektrickou aktivitu svalu, ale neposkytuje kvantitativní změřením svalové síly. Další faktor je, že mnoho spinálních stabilizačních svalů je hluboko uložených a kryto

dalšími vrstvami svalů a je obtížné z nich přesně odečíst EMG (Panjabi, 2003). V poslední době bylo provedeno několik studií na zvířatech, které se snažily zlepšit porozumění důležitosti vztahu signálů z mechanoreceptorů v aktivaci paraspinálních svalů (Oxland, 2016).

2.2.3. Ligamenta

Je jasné, že ligamenta páteře jsou komplexnější než pouhé „elastické pásy“ jak jsou někdy popisované. Budoucí výzkum by se měl zaměřit na jejich adaptační schopnosti a propriocepci (Oxland, 2016). V jedné studii použili kočičí model a napnuli vazy páteře, zatímco monitorovali EMG multifidu (Solomonow, Baratta, Zhou et al, 2003, in Panjabi, 2003). Nastal reflex šlacha-sval (když nastane výrazné natažení/přetažení vazy, nervy vyšlou signál okolním svalům zastabilizovat nadbytečný pohyb kontrakcí vybraných svalů a inhibicí jiných, jakožto pokus odstranit nadměrné napětí na vaz v kloubu-jedná se o pokus vazy ochránit sám sebe a využívá k tomu svaly (Taylor et al, 1990). Tato pozorování mohou vysvětlit svalový spasmus nastávající u pacientů po ligamentózním poranění. EMG kočičích multifidů poklesla po napínání vazů po delší dobu stejně jako po opakovaném protahování vazů (Williams, Solomonow, Zhou, 2000, in Panjabi, 2003). Na podkladě těchto nálezů bychom se měli vyvarovat dlouhodobě se opakujících se pohybů, jelikož mohou způsobit pokles svalové stability a zvýšit pravděpodobnost zranění páteře (Panjabi, 2003). Velký počet studií různých autorů zdokumentoval efekt ligamentózního poranění na krční, hrudní i bederní oblast. Mnoho z nich jsou klasické studie, které ovlivnily operační přístupy zvláště u poranění páteře (Oxland, 2016).

2.3. Kompresie a trakce

V odborných článcích ani jiné literatuře jsme nenašli popsané odlišnosti mezi těmito typy zatížení a jak na ně lidský trup reaguje.

Jsou dohledatelné studie o přístrojových trakcích zejména bederní páteře, v menší míře i krční, kde se však pracuje pouze s pasivní trakční silou. Je možné dohledat studie věnující se efektu trakční léčby u pacientů s LBP (např. Schimmel et al., 2009) a pro jaké skupiny pacientů a diagnózy je trakční léčba vhodná (např. Krause et al., 2000).

U kompresních sil jsou dohledatelné studie zabývající se biomechanickým chováním zejména obratlů, většinou prováděných na kadaverech. Vliv kompresního zatížení na různě korigovanou posturu zkoumal Shirazi-Adl et al. Aplikoval axiální kompresi na páteř při různých modifikacích náklonu pánve a bederní lordózy (Shirazi-Adl et al., 2000). Mnohem více zkoumanou oblastí je chování trupu při zvedání a nošení břemen. Například El Rich et al. zkoumali zatížení aktivních a pasivních komponent páteře na počítačovém modelu i v in vivo studii. Probandi drželi ve stoji v rukách zátěž na napnutých pažích podél těla nebo před tělem. Na těle měli připevněné senzory a byla snímána povrchová EMG aktivita. Větší svalová aktivace v zatížení nutně nezvětšila hranice stability, při držení břemene před tělem se více zapojilo břišní svalstvo (El Rich et al., 2004).

3. Ultrazvuk

3.1. Využití ultrazvuku fyzioterapeuty

Použití ultrasonografie v muskuloskeletární rehabilitaci se rychle vyvíjí od 80. let. První použití ultrazvukového zobrazování ve vztahu k rehabilitaci uskutečnil Ikai a Fukada v roce 1968, a to u horní končetiny. K rozvoji ultrazvuku jako nástroje pro fyzioterapeuty ale došlo až na Oxfordu v 80. letech přičiněním dr. Younga a kolegů. Používal se b-mód a real-time scan. Od roku 1990 se ultrasonografie začíná aplikovat v klinické praxi fyzioterapeutů. Na počátku byla série studií zkoumajících atrofii multifidů u pacientů s akutní LBP, ultrazvuk také potvrdil že regenerace svalů není po odeznění bolesti automatická, a tudíž vyžaduje specifický trénink pro redukci možných dalších epizod LBP (Whittaker et al, 2007). Později se začali ultrazvukem zkoumat i další aspekty svalové morfologie a funkce, jako kompozice svalu, změny ve vnitřní architektuře, generování síly a svalová aktivita současně snímaná na EMG (Whittaker, Stokesová, 2011). Navíc se toto využití ultrazvuku

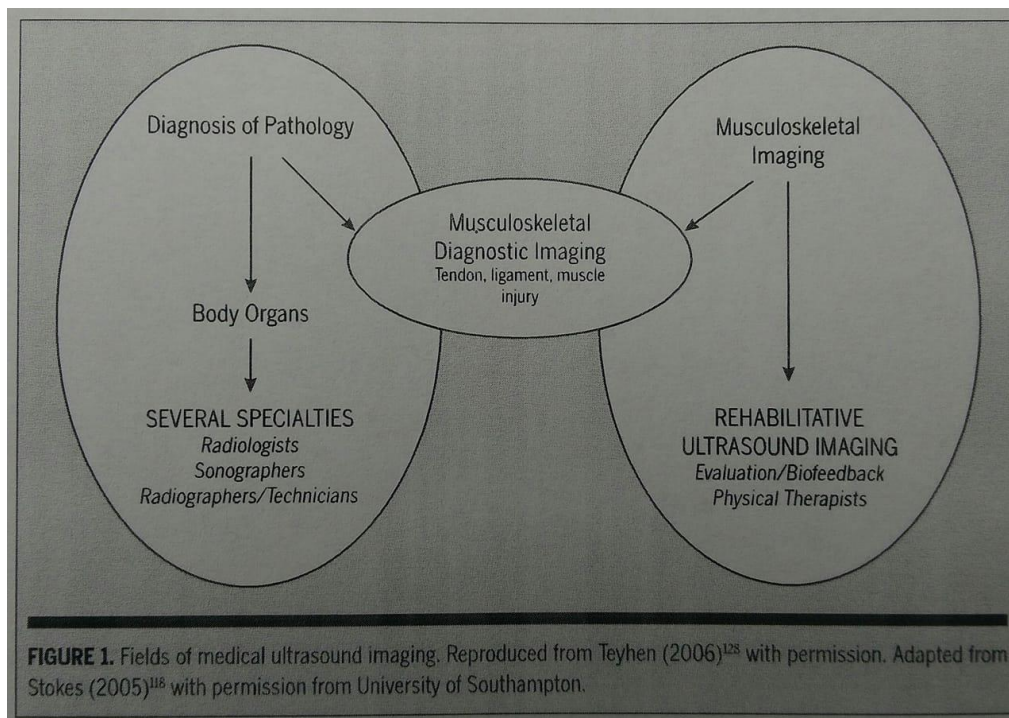
ukázalo být i dobrým biofeedbackem který facilituje přeučení pohybových vzorů dotyčných pacientů. Od té doby se aplikace a využití ultrazvuku dále zkoumá (Whittaker et al, 2007).

Současné aplikace ultrazvukového zobrazování spadají do dvou základních oblastí muskuloskeletálního zobrazování: rehabilitační ultrasonografie (RUSI) a diagnostické zobrazování. RUSI zahrnuje zhodnocení struktury svalu (morfologie), jeho chování v zátěži a využití jako biofeedbacku. Konkrétně, toto zahrnuje modality jako je svalová délka, hloubka, průměr, CSA, objem a další a změny těchto parametrů a jejich dopad jejich kontrakce na okolní tkáň (např. fascie, močový měchýř), posun tkání vůči sobě a deformace (vysokorychlostní ultrasonografie a elastografie) a kvalitativní zhodnocení svalové density. Oproti tomu diagnostický ultrazvuk zahrnuje vyšetření pohybového aparátu v případě zranění nebo onemocnění měkkých tkání jako jsou vazy, šlachy a svaly, což vyžaduje odlišné schopnosti a profesionální trénink než RUSI.

V květnu 2006 se v San Antoniu v Texasu uskutečnil první kongres věnovaný RUSI. Účelem symposia bylo vyvinout praktické guideliny v užití RUSI pro břišní, pánevní a paraspinální svaly, a sjednotit výzkum ohledně využití RUSI fyzioterapeuty na mezinárodní úrovni. Účastníci symposia odsouhlasili používání označení „RUSI“. Bylo také vydáno prohlášení s obrazovou dokumentací týkající se integrace RUSI do širokého spektra medicínské ultrasonografie (Whittaker et al, 2007).

„RUSI is a procedure used by physical therapist to evaluate muscle and related soft tissue morphology and function during exercise and physical tasks. RUSI is used to assist in the application of therapeutic interventions aimed at improving neuromuscular function. This includes providing feedback to the patient and physical therapist to improve clinical outcomes. Additionally, RUSI is used in basic, applied, and clinical rehabilitative research to inform clinical practice. Currently, the international community is developing education and safety guidelines in accordance with World Federation for Ultrasound in Medicine and Biology (WFUMB). Dated: 10 May, 2006“ Rehabilitační ultrazvukové snímkování je metoda užívaná fyzioterapeutyk zhodnocení morfologie a funkce svalů a ostatních měkkých tkání během cvičení a fyzické aktivity. RUSI je používáno jako pomocná metoda ke zhodnocení vhodnosti terapeutické intervence při nácviku zlepšování neuromuskulární funkce. Toto zahrnuje použití ultrazvuku jako feedbacku pro pacienta i pro terapeuta pro zlepšení výsledků terapie. Dále je RUSI užíváno v základním, aplikovaném a klinickém výzkumu v rehabilitaci k poskytnutí výstupů pro klinickou praxi. Současně je vyvíjena snaha mezinárodní komunity o rozvoj vzdělávání a vytvoření bezpečnostních směrnic ve shodě se světovou federací pro ultrazvukovou medicínu a biologii (WFUMB). Datum: 10. května 2006 (Teyhen D, Symposium San Antonio, in Whittaker et al, 2007, p. 435).

Na sympoziu se kromě snahy o určení rozsahu ultrasonografie ve fyzioterapii stanovily i profesionální hranice pro fyzioterapeuty, s cílem začlenit rehabilitační snímkování do spektra lékařského využití ultrazvuku (Whittaker, 2007).



Obrázek 14 oblasti použití lékařského ultrazvuku, Whittaker 2007

Nicméně, takovéto použití ultrazvuku bylo v roce 2007 teprve v počátcích, s nutností vytvořit systém vzdělávání terapeutů.

3.2. Princip ultrazvuku

Ultrazvuk je zvuk s frekvencí nad 20 000 Hz, což je horní limit slyšitelnosti člověkem. Ultrazvukové vlny mají v klinickém použití nejčastěji frekvenci 3,5-15 MHz. Ultrazvukové vlny se chovají na principu zvukových vln, které můžeme zjednodušeně popsat jako mechanické vlnění šířící se pomocí vibrací. Zdroj zvuku vytváří oscilující vibrace, které se chovají jako přenašeče. Z blízkých částic se přenese vlnění na více vzdálené a tak dále, šíří se jako vlna. Jak hluboko vlny proniknou a jestli se odrazí závisí na síle zdroje, vlastnostech média, kterým se vlny šíří a množství, tvaru a vlastnostech překážek které leží v průběhu šíření vln.

Průnik ultrazvuku odkazuje ke schopnosti zvuku šířit se v prostoru (do hloubky) a je dán intenzitou (sílu nebo hlasitostí), frekvencí, a rychlostí zvukové vlny. Intenzita se vyjadřuje ve Watech (W) na velikost plochy sondy (cm²), je vyjádřena W/cm². Čím vyšší je intenzita, tím větší je hloubka průniku a síla ozvěny (echo) která se může vytvořit a tím může mít potenciálně větší biologické účinky (teplo a rozkmitání částic ve tkáních) kudy prochází. Frekvence je počet oscilací,

keré vlna provede za 1 sekundu a je vyjádřena v Hertzech (Hz). Čím vyšší je frekvence zvuku, tím méně se bude vlna rozptylovat. Díky relativně vysoké používané frekvenci můžeme ultrazvuk zacílit na konkrétní oblast. Všeobecné pravidlo udává že čím nižší je frekvence ultrazvuku, tím hlubší má průnik.

Rychlost, jakou se ultrazvukové vlny šíří je dána hustotou a tuhostí struktury nebo média kterou prochází. Čím tužší je médium, tím rychleji se budou vlny šířit. Průměrná rychlost šíření je v měkkých tkáních 1540 m/s, což je podobné rychlosti ve vodním prostředí (1485-1526 m/s). Tuk je méně tuhý než ostatní měkké tkáně takže vlny se zde šíří mírně pomaleji. Svaly a kosti jsou naopak výrazně tužší, s rychlostí šíření 1585 m/s a 3500 m/s. Každá tkáň nebo médium má charakteristickou rezistenci ke zvuku označovanou jako akustická impedance. Tato hodnota se odvíjí od hustoty média, a rychlosti jakou se v něm může zvuk šířit. Na každém rozhraní tkání s odlišnými vlastnostmi ztratí ultrazvuková vlna část energie. Takže vlna průchodem do hloubky přes různá tkáňová rozhraní ztrácí energii až se úplně rozptýlí. Tento fenomén vymizení vlny se objevuje v procesech odrazu, rozptylu, lomu a absorpce.

Nejvíce energie přijaté ultrazvukovým vlněním je absorbováno okolními tkáněmi ve formě tepla. Když vlna narazí na rozhraní tkání, část signálu je odražena zpět a slouží jako základ pro ultrazvukové zobrazování. Síla odrazu závisí na velikosti reflektujícího média, drsnosti jeho povrchu, úhlu, pod kterým vlnění vstupuje a na rozdílu impedance tkání mezi kterými je rozhraní. Čím pravidelnější je povrch, čím větší je rozdíl impedance mezi tkáněmi a čím více kolmý je úhel dopadu, tím jasněji se rozhraní objeví na ultrazvukovém snímku. Klasickým příkladem je rozhraní svalu a kosti, které nejenže je vidět zřetelně ale kost zastíní hlubší tkáň. Zvuková vlna se také může rozptýlit nebo lámat, když narazí na rozhraní mezi heterogenními médii, například když struktury, které obsahují rozhraní, jsou velmi malé, části vlny budou rozptýleny. Ty části, které se odrazí zpět k sondě jsou použity k vytváření obrazu, zatímco ty, které se rozptýlí (většina) nejsou. Pokud je zřetelně odlišné šíření zvuku v sousedních tkáních (tuk a kost) nebo pokud rozhraní není ve správném úhlu k ultrazvukové vlně, vlna změní směr, když narazí do rozhraní. Toto je považováno za refrakci a také to může být škodlivé pro tvorbu obrazu prostřednictvím vytváření polohových chyb. Čím vyšší je frekvence ultrazvukové vlny, tím větší je útlum a průnik je do menší hloubky. Čím více útlumu, tím je více reflexe a lepší rozlišení detailů ukázané v ultrazvukovém obrazu. Tudiž volba frekvence ultrazvuku závisí na hloubce oblasti zájmu.

Vyšší frekvence (7,5-10 MHz) jsou cennější pro prohlídku vrchních struktur (povrchové svaly, šlachy, vazy) a nižší frekvence (3,5-5,0MHz) pro hlubší struktury (hluboké svaly, močový měchýř, obsah břišní, pánevní dutiny). Jako obecné pravidlo by měl být použit nejvyšší kmitočtový snímač,

který může zobrazovat oblast zájmu. Ultrazvukové přístroje vytvářejí obrazy na základě několika předpokladů – zvuk se šíří v přímkách, ozvěny pocházejí pouze z objektů umístěných ve dvou rozměrech zvukového paprsku, amplituda ozvěny přímo souvisí s odrazovými nebo rozptylovacími vlastnostmi předmětů, a rychlost, kterou zvuk cestuje přes všechny tkáně je konstantní. Pokud je některý z těchto předpokladů porušen, může dojít k nesprávnému zobrazení anatomie, a následné chybné interpretaci snímku. Tyto nesprávné reprezentace jsou označovány jako artefakty.

Artefakty, které mají největší dopad při provádění rehabilitačního snímkování zahrnují zvýšení příchozí amplitudy ozvěny, zastínění a odraz. Pro minimalizaci vzniku artefaktů je proto nutné mít přiloženou vždy celou plochu sondy, a to kolmo k vyšetřované tkáni-jiný sklon sám o sobě dává mylný obraz a podporuje vznik artefaktů jako anizotropie (jiné než kolmé přiložení sondy-hyperechogenní struktury se pak zobrazí hypoechogenně) nebo reverberací (Whittaker et al., 2007). Artefakty vznikají snadno, a díky nim lze při nedostatečným zkušenostem špatně interpretovat anatomii, nicméně při správném tréninku, znalosti zobrazovací techniky a principu ultrazvuku tyto překážky mohou být překonány (Whittaker, Stokesová, 2011).

3.3. Brightness mode (B-mode) a motion mode (M-mode)

Máme k dispozici několik odlišných nastavení ultrazvuku, podle toho, co potřebujeme zobrazit. Nejvíce užitečný v rehabilitační ultrasonografii je B-mode (brightness, brilliance) a M-mode (motion, movement, originálně se používal v kardiologii pro zobrazení srdce).

V poslední době se užívá B-mode v rozpoznávání přítomnosti svalové degenerace plynoucí ze stárnutí a/nebo chronické dysfunkce. Svalová degenerace je spojena s úbytkem vody ve svalové tkáni a zvýšení obsahu tukové a vazivové tkáně, což vyústí ve větší echogenitu a ztrátu vymezení architektonických rysů (svalový obrys, zpeření svalu, vzhled šlachy). Ačkoliv MRI se považuje za zlatý standard pro rozpoznání těchto změn, u některých svalů (krční a bederní multifidus, m. RA, svaly rotátorové manžety) je použití ultrazvuku naprosto rovnocenné, a navíc rychlejší, levnější, a dostupnější (Whittaker, 2007).

B-mode zobrazí ultrazvukový odraz ve stupních šedi a jedná se o zobrazení typické pro ultrazvuk. Poskytuje informace posbírané z celé délky sondy, a je tvořen pixely různého stupně jasu které reprezentují místo a hustotu struktury ležící v cestě ultrazvukových paprsků (Whittaker, 2007). V tomto klasickém zobrazení obecně platí, že čím hutněji organizované struktury kolagenu ve tkáni,

tím lípe se odráží zvuk, a tím bělejší bude výsledný obraz na monitoru. Struktury neobsahující kolagen (např. tekutiny) neodráží zvuk, jsou hypoechogenní až anechogenní, a na monitoru je vidíme černě. Kost je naopak zjednodušeně tkáň tvořená hutně rozmístěným kolagenem, absorbuje, rozptýlí, nebo odrazí 100 % přicházejícího zvuku, a na obrazovce je taková struktura zářivě bílá, hyperechogenní (Van Holsbeeck, 2011). Například Langevin (Langevin et al., 2009) vyšetřovala perimuskulární tkáň v oblasti bederní páteře u pacientů s LBP, kde využívala odlišné echogenity svalové a tukové tkáně. Sval je obecně dobře cévně zásoben a jeví se tmavý (hypoechogenní) oproti vlastním fasciím nebo okolním fasciálním vrstvám, které tvoří hustě organizovaný kolagen (Whittaker, Stokesová, 2011). V reálném čase tak můžeme sledovat relativně velký výsek tkání a jejich morfologii, strukturu, a chování vůči sobě v reálném čase. B-mode je dobře zaveden jako nástroj pro měření statických architektonických vlastností svalu, polohových vztahů mezi svaly a/ nebo jinými strukturami, stejně jako změny v těchto rysech a vzájemných vztazích v průběhu času. Mnoho těchto parametrů (délka, hloubka, CSA svalu) byla pro velké spektrum svalů (m. biceps brachii, krční a bederní multifidus, m. TrA, m. RA, m. infraspinatus) srovnána se zobrazením na MRI (Whittaker, 2007). Musíme však mít na paměti že konvenční B-mode ultrazvuk nám poskytne pouze 2 typy informací:

1. Informace o echogenitě nebo odrazových vlastnostech tkáně, což je indikátor složení tkáně nebo jejího povrchu (obsah kolagenu nebo tekutiny).
2. Informace o architektuře tkáně (vnitřní struktura, velikost, tvar) a umístění dané struktury (Whittaker, Stokesová, 2011).

3.4. Výhody a limitace v užití ultrazvuku pro měření svalové aktivity a lineárních rozměrů a CSA svalů, korelace s jehlovou EMG

Ohledně limitací ultrazvuku je nutné podotknout, že vztah kontrakce svalu a zvýšení jeho AP rozměru není lineární. Bylo provedeno více studií současně sledující EMG aktivitu svalů a změnu jejich architektury na ultrazvuku (Whittaker 2007). Zkoumali se různé svaly, také m. TrA (např. McMeeken 2004 in Stokesová 2007) a bederní m. MF (Kiesel et al. 2007).

Změna v AP rozměru svalu může, nebo nemusí ukazovat na vzrůst svalové aktivity. Vztah těchto dvou faktorů (AP rozměr a míra svalové aktivity) je odlišný u každého svalu. Nicméně je

obecně platné, že je v pozitivní korelaci u nižších stupňů svalové kontrakce (do 25 % MVC) což se potvrdilo souběžným sledováním EMG aktivity a rozměrech na ultrazvuku. (Whittaker, 2007).

TABLE		SUMMARY OF STUDIES PUBLISHED COMPARING CHANGES IN ABDOMINAL MUSCLE THICKNESS AND EMG SIGNAL AMPLITUDE			
Method	Hodges et al ²	McMeeken et al ⁴	John and Beith ³	Brown and McGill ¹	
Muscles investigated	EO, IO, TrA	TrA	EO	EO, IO	
Sample	3 healthy subjects	9 healthy subjects	24 healthy subjects	9 healthy subjects	
Subject position	Reclined sitting	Supine	Supine	Unsupported sitting	
Task	Targeted isometric contractions, % MVC	Ramped abdominal drawing-in	Isometric trunk rotation and ADIM	Ramped abdominal drawing-in	
EMG type	Fine-wire EMG	Bipolar needle EMG	Surface EMG	Surface EMG	
EMG normalization strategy	Maximum signal from 3 MVCs	Maximum signal from 3 maximal Valsalva maneuvers and 3 ADIMs	Maximum signal from 3 maximum isometric trunk rotations	Maximum signal from modified sit-up/reverse curl with rotations	
Imaging site	Parallel to TrA fibers	Parallel to TrA fibers	Parallel to TrA fibers	Parallel to OE, OI, and TrA fibers	
Correlation statistic	r	R ²	R ²	r	

Abbreviations: ADIM, abdominal drawing-in maneuver; EMG, electromyography; EO, external oblique; MVC, maximal voluntary contraction; IO, internal oblique; TrA, transversus abdominis.

Obrázek 15 srovnání UZ a EMG u břišních svalů, Whittakerová, Stokesová 2011

Aktivita svalů nemůže být měřena z pouze jednoho statického obrázku, aktivita může být odečtena pouze ze změny zaúhlení, délky, a tloušťky svalu. Vztah architektonických parametrů lidských svalů je v nelineárním vztahu ke svalové aktivitě. Vztah mezi aktivitou a architekturou svalu záleží na délce svalu díky obsahu sérií elastických komponent (Hodges et al., 2003). Změny v délce svalu produkují změny v délce fascie (Herbert et al., 2002). Změny viditelné sonograficky jsou menší, když je sval protažený (Fukunaga et al., 1997). Při nízkých stupních svalové kontrakce do 20-30 % MVC (maximal voluntary contraction) jsou malé změny ve svalové aktivitě spojené s rozsáhlými změnami v architektuře a tvaru svalu. Ve vyšších stupních kontrakce se už tvar svalu mění jen mírně (Hodges et al., 2003). Kiesel et al. (2007) také zkoumali vztah změny lineárních rozměrů svalů a stupně kontrakce, s obdobnými výsledky. Jehlovou EMG a sonograficky zkoumali kontralaterální zvedání paže se zvyšující se zátěží v pronační pozici, což automaticky aktivovalo ipsilaterální multifidus. Tato aktivita vyprodukovala kontrakci v rozmezí 19 % a 43 % maximální volní kontrakce, se silnou korelací ($r=0,79$, $P < 001$) mezi změnou tloušťky svalu a EMG aktivitou. Při vyšším až nejvyšším stupni kontrakce zde ale nenašli odpovídající korelaci ve změně rozměrů na ultrazvuku. EMG signál se dále zvyšoval s narůstající zátěží, ale tloušťka svalů se již téměř nezměnila. Předpokládá se, že svaly dosahují své maximální tloušťky při relativně nízkých hodnotách EMG (přibližně u 20 % maximální volní kontrakce) (Kiesel et al., 2007).

V izometrické kontrakci se jedná o moment, kdy tuhost šlachy zabrání další napínání a sval pokračuje v kontrakci a dojde ke zvýšení elektrické aktivity, ale s minimální další změnou délky a tím pádem i tloušťky. Mnoho denních aktivit zahrnuje nízké stupně svalové kontrakce, které spadají do kategorie lineárního vztahu EMG a sonografie. Matematické modely ukazují, že k udržení stability páteře a jejímu „zpevnění“ jsou vyžadovány nízké stupně kontrakce multifidu. V klinické praxi se proto nabízí možnost využití RUSI právě pro tento účel (Hides, Richardson, 1998, Stokesová, Rankinová, 2007).

3.5. Jde USI použít ke změření tloušťky svalů při kontrakci?

Ultrazvuk je dobrá metoda pro zobrazování absolutní amplitudy svalové aktivity od zcela relaxovaného stavu k nízkým stupňům aktivity. Nemůže být spolehlivě použit k zobrazování vysokých stupňů svalové aktivity. Při zobrazování je třeba počítat s odlišnými vlastnostmi svalu, šlachy a fascie. Záleží na úponech svalů, jak moc mají biomechanicky odlišné vlastnosti od vlastního svalu a kolik mají kontraktálních elementů. Ultrazvuk jako metoda je obecně více senzitivnější na končetinové než na trupové svalstvo. Sonografie představuje použitelný nástroj při měření svalové aktivity, zejména hluboko uložených a malých svalů, poskytující tak zobrazení vztahu mezi aktivitou a měřenými parametry svalové architektury a jejích změn (Hodges et al., 2003). Tahan et al (2013) nenalezl jasný vztah mezi vzrůstem aktivace břišních svalů a odpovídajícím mírám ztlustění během kontrakce. Dle Tahana změny v tloušťce hlubokých břišních svalů nemohou být použity pro detekci změn v elektrické aktivitě svalu. Důvodem proč tomu tak bylo možná může být fakt, že sledoval změny břišní stěny při abdominal hollowing maneuver, manévru cílícím na m. TrA, a to spíše ve smyslu izometrické kontrakce a přítomnosti odlišné síly na sval-nárůst nitrobřišního tlaku (Delaney et al., 2010).

Obecně většina studií udává středně dobrou až vynikající spolehlivost pro jednotlivé měření tloušťky, a špatnou až dobrou spolehlivost pro měření změn tloušťky. Korelační hodnoty (interklastický korelační koeficient) pro jednotlivá měření tloušťky svalů byly vyšší než hodnoty pro změnu tloušťky (Whittaker, Stokesová, 2011).

Nesoulad AP rozměru a stupně aktivace svalu existuje kvůli omezení vlivem dvourozměrného zobrazování a faktorům vztahujícím se k délce, zpeření svalu a roztažnosti svalu, stejně jako k

potenciálu změny architektury za přítomnosti konkurenční síly na sval (kontrakce sousedního svalu, nárůst nitrobřišního tlaku) (Hodges, 2005). Whittaker se Stokesovou také uvádějí, že faktorů ovlivňujících vztah mezi svalovou aktivací a změny tloušťky a velikosti svalu je více. Udávají vzhled svalu v relaxované pozici (aktivita a délka svalu), prodloužitelnost a complianci (poddajnost) svalu a jeho vnitřní strukturu (svaly s paralelně orientovanými svalovými vlákny a svaly zpeřené se chovají jinak), typ kontrakce (isometrická, koncentrická, excentrická), přítomnost vnějších sil, proti kterým musí sval jít (nárůst nitrobřišního tlaku, Hodges, 2005), změny mimo rovinu a zobrazovací technika.

Zvážení všech výše uvedených faktorů je nutné, když se pokoušíme o interpretaci výsledků dynamické zobrazovací studie. Například, pokud hypoteticky normální sval provede koncentrickou kontrakci z opravdu plně relaxovaného stavu, obecně naroste tloušťka a poklesne délka svalu. Co ale když je sval hypertonický? Může to být např. kvůli bolesti, a potom podobná kontrakce vyzní v drobnějších změnách v tloušťce a délce. Pokud není stav v relaxované pozici brán v potaz, dostaneme chybný závěr (velmi malé zvýšení v tloušťce se rovná velmi malé svalové aktivitě). Obdobně, pokud je svalošlachová jednotka protažená už v klidovém stavu a má a má změněnou křivku délka-zatížení, jako je např. u břišní stěny po porodu (Whittaker, Stokesová, 2011), nebo i po jídle (Noormohammadpour et al., 2015), koncentrická kontrakce vyústí pouze v relativně malou změnu v tloušťce a délce svalu.

Dále je extrémně důležité vzít v potaz přítomnost čehokoliv omezující expanzi kontrahujícího se svalu. Sval může omezovat např. zvýšená aktivita nebo rezistence okolních svalů (např. u maximální svalové kontrakce-okolní svaly také provádějí stah a „berou místo“ ke kontrakci

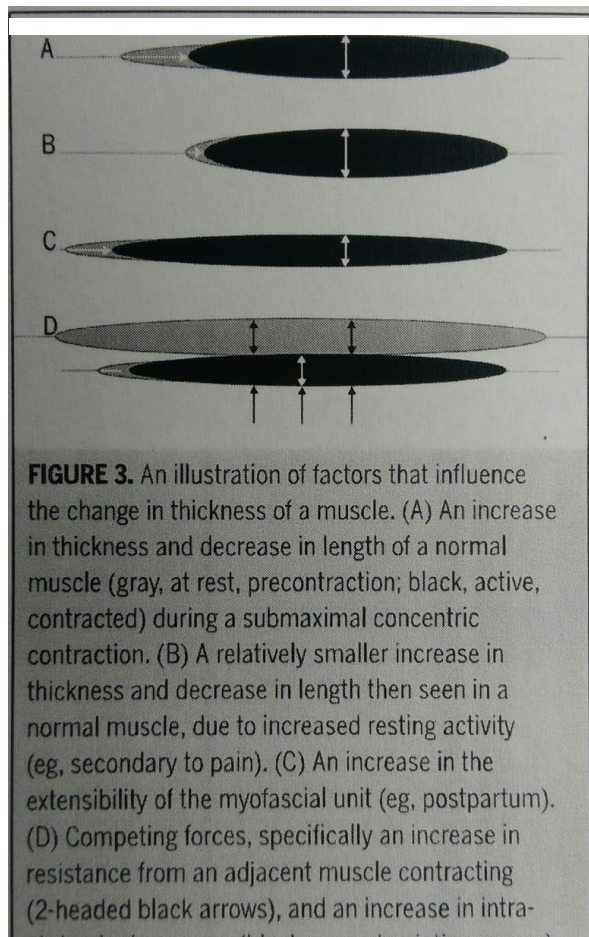


FIGURE 3. An illustration of factors that influence the change in thickness of a muscle. (A) An increase in thickness and decrease in length of a normal muscle (gray, at rest, precontraction; black, active, contracted) during a submaximal concentric contraction. (B) A relatively smaller increase in thickness and decrease in length then seen in a normal muscle, due to increased resting activity (eg, secondary to pain). (C) An increase in the extensibility of the myofascial unit (eg, postpartum). (D) Competing forces, specifically an increase in resistance from an adjacent muscle contracting (2-headed black arrows), and an increase in intra-

Obrázek 17 Obrázek 18- znázornění faktorů ovlivňujících změnu tloušťky svalu (Whittaker, Stokesová, 2011)

námi sledovanému svalu (Delaney et al., 2010) nebo fasciální kompartment omezující sval v expanzi, nebude potom pozorována stejná změna tloušťky. Pokud nebudeme brát v potaz tyto další síly působící na sval, uděláme nesprávný závěr ohledně svalové aktivity. (Whittaker, Stokesová, 2011, Hodges 2005).

Pokud jsou však tyto možnosti brány v potaz a zahrnuty v interpretaci výsledků, osoba provádějící vyšetření je dostatečně zkušená v technice ultrazvuku, přesná analýza je možná (Whittaker, Stokesová, 2011, Hodges, 2005, Ferreira et al., 2004).

V teoreticky ideální situaci, kdy by byly všechny faktory zmíněné výše kontrolovány, je možné, že vztah mezi velikostí svalu a jeho aktivitou bude úzce spjatý. V ostatních situacích vztah tak jasný není. Proto, ačkoliv USI může být validním a spolehlivým nástrojem pro měření svalové velikosti

u zdravé populace (Koppenhaver et al., 2009), není překvapujícím, že literatura ohledně vztahu mezi vzrůstem svalové aktivity (EMG) a změnou tloušťky (USI) je nekonzistentní, se změnami svalové velikosti a aktivity ne vždy demonstrující přímý vztah-tento vztah ještě není stanoven. Většina studií je navíc provedena na malém počtu mladých, zdravých účastníků z neklinického prostředí. Nemáme informace, jaký je tento vztah mezi jinými populacemi nebo v dynamice. S těmito dosavadními poznatky USI nemůže být použita k posuzování svalové aktivity (Whittaker, Stokesová, 2011).

3.6. Jak se měří plocha, velikost, změny tloušťky svalu pomocí USI

Zatímco u plošných svalů jako jsou výše zmíněné laterální břišní svaly je za standart pokládáno měření AP rozměru, u menších kompaktnějších vřetenovitých svalů jako jsou multifidy je přesnější měření CSA (cross-section area) svalu (Whittaker et al, 2007, Stokesová et al, 2007). Z práce Heidariho (2015) vyplývá, že naprostá většina studií zabývajících se měřením multifidů pracuje s CSA (Heidari, 2015). U plošných velkých svalů nemůžeme z ultrazvukového zobrazení rozlišit všechny okraje svalu, zatímco u drobnějších, tvarově symetričtějších svalů by bylo měření AP rozměru nepřesné, zde nás zajímá celková plocha svalu a jak se mění. CSA můžeme získat dynamicky v reálném čase přímo při měření, tato varianta je preferovaná, nebo posléze off-line (Stokesová, 2007).

Nejsnáze se CSA získá v reálném čase, kdy pomocí nástroje trace označíme okraje dané struktury a software sám vypočítá plochu oblasti. Když si nejsme jistí hranicemi sledované struktury, např. multifiduu, můžeme využít několika ozřejmovacích manévrů.

TABLE 3	STRATEGIES FOR IDENTIFYING THE LATERAL BORDER OF LUMBAR MULTIFIDUS DURING TRANSVERSE IMAGING
Maneuver by the Subject	
<ul style="list-style-type: none">• Raise (extend) the ipsilateral lower limb slightly²⁴• Shorten ipsilateral limb gently• Raise the contralateral upper limb³⁴• Imagine the muscles are sausages on either side of the spine and try to shorten and fatten the sausages• Note: ensure that movements are minimal to maintain the test position and avoid movement of the transducer from the scanning site	
Observe on Transverse Image	
<ul style="list-style-type: none">• Movement of multifidus and adjacent erector spinae muscle (longissimus) in relation to each other. Fascicles of multifidus move in a swirling motion, sliding round against each other, which differs from the movements of longissimus• Although a lateral border may not be visible, the relative motions of the muscles will indicate the boundary	

Obrázek 19 možnosti pro ozřejmění hranic multifiduu při UZ snímkování, Stokesová, 2007

Další možností je offline výpočet, kdy nemáme výhodu dynamického zobrazování okrajů svalu a může se jednat spíše o domýšlení skutečného tvaru struktury. V offline měření se využívají grafické programy (u nás volně dostupné např. ImageJ nebo 3D slicer). Často jsou měřeny 2 lineární hodnoty-největší hloubka (AP rozměr) a největší šířka (Lat rozměr) ležící kolmo k AP rozměru. Hides et al. popsal tvar multifiduu jako poměr lineárních hodnot kde AP rozměr dělí Lat rozměrem

(Stokesová 2007). Stokesová s Rankinovou (2005) provedly antropometrické měření ultrazvukových snímků k prověření vztahu s CSA. Zahrnuly i délku spinálního výběžku v centimetrech a vodorovnou vzdálenost mezi laterálním okrajem obou lamin (bilaterální šířka). Z lineárních rozměrů u multifiduu je možné predikovat CSA, avšak ne ve všech případech. Korelace je nejvyšší u zdravých jedinců bez bolesti zad a bez atrofie multifidů (Rankinová, 2007). Dále se této problematice věnujeme v jedné z následujících kapitol věnované přímo ultrazvukovému zobrazování multifiduu.

Biofeedback, který může B-mode poskytovat je důležitý pro nácvik koordinovaného pohybu (neuromuskulární kontroly) např. u již zmiňovaných lumbopelvicích nebo krčních dysfunkcí, kde je pozměněna neuromuskulární kontrola u perzistujících a vracejících se symptomů (Hodges, 1996). Navíc se ukazuje, že tento deficit automaticky neodezní s vymizením bolesti a není osloven tradičními cvičebními programy zaměřenými na zvýšení síly a funkční kapacity. Počáteční zaměření rehabilitace této problematiky proto může potřebovat řešit tyto změny motorického řízení pomocí terapeutického zásahu založeného na motorickém učení (Whittaker, 2007).

COMPARISONS BETWEEN DIFFERENT IMAGING MODALITIES USED IN THE ASSESSMENT OF MUSCULOSKELETAL DISORDERS*			
	MRI	USI	CT
Cost	Expensive	Inexpensive	Intermediate
Ease of accessibility	Difficult	Easy	Difficult
Ionizing radiation	None	None	Yes
Supports intervention	Yes	Yes	Yes
Operator-dependent	No	Yes	No
Imaging capability			
Planes	Multi	Variable axes to joint surface	Multi
Anatomy			
Muscle	Excellent	Good	Fair
Fat	Excellent	Fair	No role
Tendons and sheaths	Good	Excellent	No role
Ligaments	Good	Excellent	No role
Synovial membrane	Good	Excellent	No role
Bone	Excellent	Good	Good
Cartilage	Good	Excellent	Fair
Inflammation	Excellent	Good	No role
Number of joints/session	Few	Many	Few
Real-time scanning	Cardiac only	Yes	No
Patient tolerance	Variable	Good	Variable

* Adapted from Tan et al¹²⁷ with permission.
Abbreviations: CT, computerized tomography; MRI, magnetic resonance imaging; USI, ultrasound imaging.

Obrázek 20 srovnání mezi MRI, US a CT u hodnocení muskuloskeletálního systému, Whittaker 2007

3.7. Ultrazvuk u paraspinálních svalů a změny u LBP

3.7.1. Vzhled multifidu na ultrazvuku

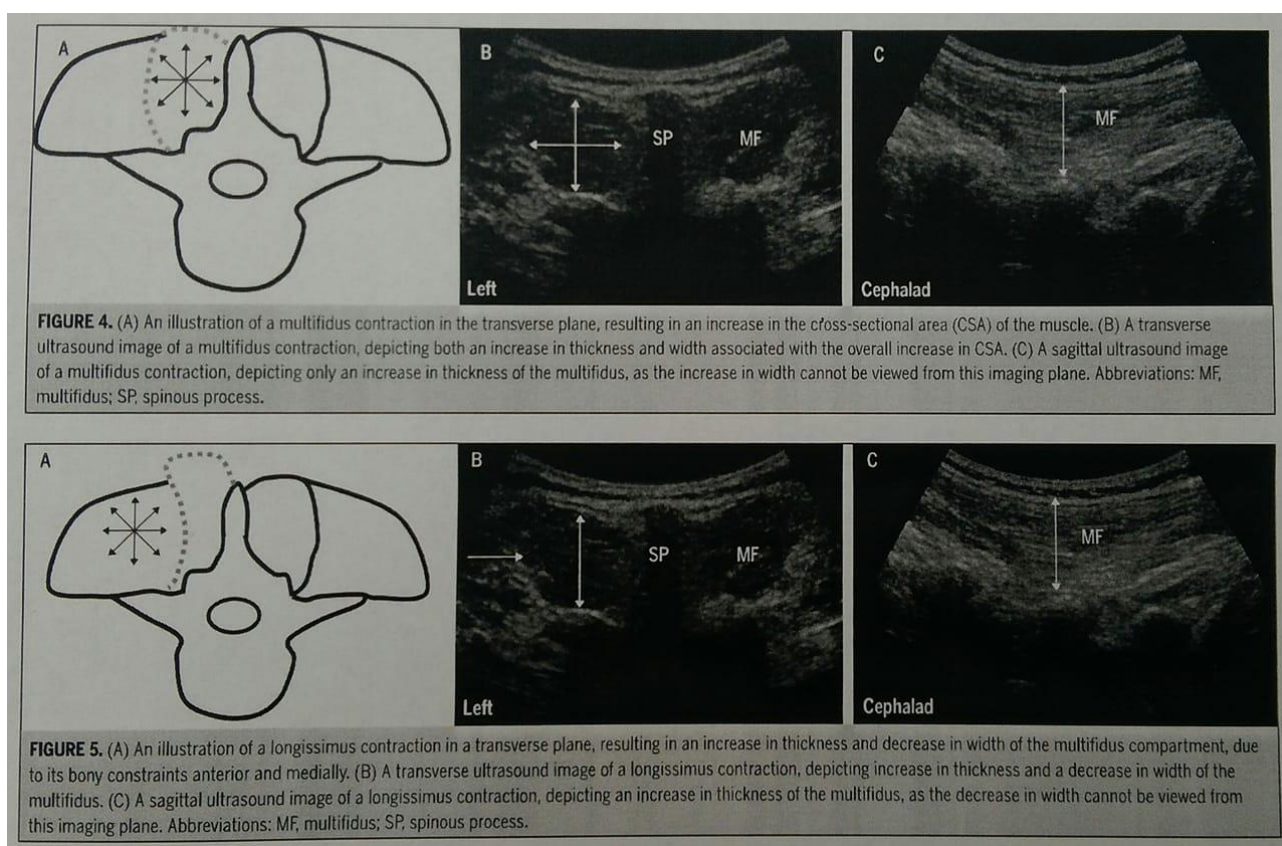
Zdravý m. multifidus má na ultrazvuku tmavou barvu, vlivem excelentní perfuze a tím pádem vysokému obsahu tekutiny. Přítomnost tukových infiltrací, vazivových změn nebo zjizvení (nekontraktilní tkáň) vedou ke změnám vzhledu na ultrazvuku, nekontraktilní tkáň je hyperechogenní, sval se jeví více bílý. Morfologie bederních multifidů může být dobře zhodnocena pomocí RUSI. Použit můžeme transversální nebo parasagitální zobrazení (Stokesová, Rankinová 2007). Parasagitální zobrazení je jednodušší interpretovat než transversální, pro měření tloušťky svalu a pro poskytnutí biofeedbacku pro změny svalu během kontrakce (Stokesová, 2007). Výzkumníci pracující na biomechanických modelech vytvořených podle anatomických dat naznačují, že povrchové snopce multifidu provádí rotaci v sagitále (extenzi) bederní páteře spolu s meziobratlovou kompresí (Bogduk, 2006, Macintosh, 1986), zatímco hlubší vlákna primárně generují kompresivní síly, s minimálním přídatným točivým momentem (Bogduk, 2006). Bylo navrženo, že vícesegmentální povaha multifidů poskytuje výhodu neuromuskulárnímu systému pro kontrolu stability pohybujícího se segmentu (Panjabi 2003, Oxland 2016). Z tohoto důvodu se v klinické rehabilitační praxi usiluje o volní kontrakce hlubokých vláken multifidu (Hides, 1998). Elektromyografické studie sledující pohyb paže upozornily na odlišný čas aktivace hlubokých (dřívější nástup) a povrchových vláken multifidu. Tyto poznatky naznačují, že odlišná cvičení mohou být nezbytná pro selektivní reedukaci hlubokých vs. povrchových snopců, ale vyžadují další výzkum (Stokesová, 2007).

3.7.2. Překážky v měření multifidu ultrazvukem

Je důležité připomenout, že standartně užívaný ultrazvuk zobrazuje pouze 2D snímky. Když se multifidus kontrahuje koncentricky, vzroste jeho CSA. Pokud je toto zobrazeno v transversální rovině, uvidíme vzestup tloušťky i šířky (Whittaker, Stokesová, 2011). Na transversálním řezu (např. bilaterálním se spinálním výběžkem uprostřed), multifidus může být viditelný jako součást homogenní plochy svalů, kde nejsou odlišné snopce často rozpoznatelné. Výhoda užití transversálního zobrazení je možnost změřit CSA svalu (Stokesová, 2005). Naopak, v parasagitálním (podélném) zobrazení, svalové fascikly mohou být rozpoznány z pojivové tkáň mezi svalovými vlákny (Stokesová, 2007). Pokud však kontrakci zobrazíme v sagitální rovině, uvidíme pouze vzestup tloušťky, protože změny šířky se udávají mimo zobrazovanou rovinu (směrem do a od obrazovky). Z nějakého důvodu ale longissimus, který leží zevně od multifidu, přesahuje do kompartmentu

multifidu, což může způsobit pokles šířky multifidu (viz. Delaney et al., 2010) a vzestup v hloubce, díky mediálnímu a anteriornímu ohraničení kostěnými strukturami v jeho kompartmentu pod thorakolumbální fascií. Obojí, vzestup tloušťky a pokles v šířce bude pozorován, pokud se na sval díváme v transverzální rovině. Pokud se budeme dívat v sagitální rovině, zaznameneáme pouze vzestup tloušťky. Pokud se budeme dívat v sagitální rovině, dobereme se chybných závěrů v rovině sagitální, kdy vzestup tloušťky bereme jako výsledek kontrakce multifidu, a přitom to může být dáno přesahujícím longissimem (Whittaker, Stokesová, 2011).

Nakonec, je kritické si uvědomit, že jednoduchou změnou úhlu, který sonda svírá k povrchu těla o 10 stupňů nebo více než 10 mm dovnitř nebo ven, můžeme změnit percepce tloušťky svalu (Whittaker et al, 2009).



Obrázek 21 snímkování multifidu (figure 4) a longissimu (figure 5), znázorněny rozdíly ve snímkování v transversální (B) a sagitální (C) rovině, které je potřeba zohlednit při měření, Whittakerová, Stokesová, 2011

3.7.3. Možnosti využití ultrazvuku v diagnostice a rehabilitaci multifidu

Ultrasonografie je využívána v diagnostice, a dokonce rehabilitaci pacientů s chronickým LBP, nicméně je stále nedostatek evidence pro generalizaci používání ultrazvuku pro tyto účely v klinické praxi. Zatímco první pokusy v této oblasti se zaměřily na měření šířky páteřního kanálu, novější studie hodnotí především roli břišních a paraspinálních svalů na „core stabilitu“ a tím pádem dle Heidariho et al. (2015) i výskyt LBP. Využití ultrazvuku v měření břišních svalů, zvláště m. TrA, může vést k poznatkům dále využitelným v rehabilitaci pacientů jako léčebná procedura. Rehabilitace se pak může pro pacienty pojmout jako biofeedback. Sonograficky se také prokázalo, že bederní multifidus je sval predominantně ovlivněný u LBP a jeho zhodnocení je důležitým diagnostickým krokem. Změněná morfologie u multifidu byla popsána u akutní i chronické LBP. U jedinců trpících LBP je viditelná atrofie a infiltrace tukovou tkání. Validita a reliabilita ultrazvuku pro tento účel však ještě musí být specifikována v budoucích studiích. Ultrazvuk může být také použit k hodnocení funkčních nedostatků ve svalové kontrakci nasedajících na morfologické abnormality (Heidari et al, 2015).

Dopplerovská ultrasonografie může být použita k objektivnímu zhodnocení kloubní laxicity jako častého průvodního jevu u LBP. Heidari et al. uvádějí že nejnovější a nejprestižnější sonografické studie v této oblasti se nyní zaměřují více na tloušťku a chování břišních svalů (Heidari et al, 2015).

Osteoligamentózní aparát bederní páteře je dědičně nestabilní a je závislý na integrovaných funkcích svalů (především paraspinálních) a neurálním subsystému zajišťujícím stabilitu a pohyb (Panjabi, 1992). Mezi paraspinálními svaly má unikátní roli bederní multifidus, který přispívá téměř ke 2/3 stability bederní páteře, především ve spodní části, a je predominantně jako první paraspinální sval negativně ovlivněn při LBP. U zdravých osob má kulatý nebo oválný tvar, je stranově symetrický a zvětšující se cephalokaudálně (Stokesová et al, 2005).

CSA multifidu na úrovni obratle L4 je přibližně 8cm^2 u mužů a 6cm^2 u žen. Sval je větší v úrovni L5 (přibližně 9cm^2 u mužů a 7cm^2 u žen). CSA v úrovni L4 a L5 mají vysokou korelaci ($r=0,82$ pro muže a $0,80$ u žen), takže hodnota druhého může být celkem spolehlivě vypočítána z prvního, a naopak pomocí prediktivní rovnice (Stokesová et al, 2005). Víceúrovňová analýza celé bederní páteře ukazuje že CSA multifidu roste od L2 směrem k L5 a poté klesá k S1 (Hides et al 1995 in Stokesová 2007). Stokesová (2007) například udává data 10- ti mladých žen kde průměrná CSA v úrovni L2 byla $2,0\text{cm}^2$, u L3 $3,3\text{cm}^2$, u L4 $4,9\text{cm}^2$, u L5 $7,1\text{cm}^2$ a $6,4\text{cm}^2$ u S1.

Lineární rozměry multifidu jsou u zdravých mužů u AP rozměru přibližně $2,6\text{cm}$ a Lat rozměr (šířka) přibližně $2,8\text{cm}$. U žen potom zhruba $2,2\text{cm}$ pro AP rozměr a $3,0$ pro laterální.

Lineární dimenze svalu ukazují že tvar multifidu je téměř kulatý u mužů, ale více oválný v horizontálním směru u žen (Stokesová, 2005). Studie na 120- ti zdravých probandech popsala kulatý, oválný a trojúhelníkovitý. Tvar multifidu není vždy pravidelný, zejména u osob s relativně velkými svaly, kde je více trojúhelníkovitý. Mediální a spodní okraj svalu je ohraničen spinálním výběžkem a laminou, takže hypertrofie svalu může proběhnout pouze laterálním a superiorním (superficiálním) směru, což může vysvětlit více trojúhelníkovitý tvar hypertrofovaného svalu. Stokesová navrhl, že u těchto svalů by bylo přesnější popsat právě dané tři stěny, což ale vyžaduje další bádání. Klinický význam tvaru multifidů a jestli má nebo nemá význam na svalový tonus je ještě nutno dovyšetřit (Rankinová, 2007).

Mnoho autorů označilo cross-section area (CSA) u vřetenovitých svalů jako nejvhodnější ukazatel velikosti svalu. Pokud je ultrazvuk prováděn podle striktních kritérií, potom není rozdíl mezi změřeným CSA v RUSI a MRI. Nicméně, měření CSA zabírá čas, místo toho je možné změřit největší hloubka a šířka svalu. Lineární hodnoty, zejména když dvě dimenze jsou vynásobeny jedna druhou, mají velmi vysokou korelaci ($r= 0,93-0,98$) s CSA u zdravých osob. Nicméně korelace je mnohem nižší, pokud jsou svaly atrofované ($r= 0,75-0,85$). Tím pádem je klinická aplikace lineárních naměřených hodnot limitovaná-v nejvíce případech je objektivní porovnat atrofované a zdravé svaly (Heidari et al, 2015).

Z lineárních rozměrů je možné přesně predikovat CSA (Hodges, 2006, Rankinová, 2007). Změření lineárních hodnot (CSA a Lat) může být rychlejší než obkreslení struktury pomocí funkce trace. Z toho důvodu považuje Rankinová měření lineárních rozměrů vhodnější pro klinické použití, když předpokládáme, že predikují CSA přesně. Kombinované měření lineárních hodnot (APxLat) měly vysokou korelaci s CSA v úrovni L4 a L5 (rozsah u mužů $r= 0,95- 0,98$ a u žen $0,93-0,95$) ve třech studiích (Stokesová et al 2005, Hides et al 1992, Hides et al 1994). Nicméně, tato korelace u relaxovaných svalů slábne, když svaly atrofují ($r= 0,75$ u mužů a $0,85$ u žen) a není přítomna u všech situacích. Tím pádem klinický užitek predikce CSA z klidových lineárních rozměrů svalu může být limitován. Během kontrakce Kiesel (Kiesel et al, 2006) popsal pokles AP rozměrů multifidů vlivem bolesti, indikující, že jednoduché lineární změřením svalu může být klinicky užitečný nástroj pro hodnocení schopnosti kontrakce. Korelace mezi velikostí svalu a tělesnou antropometrií se ukázala být slabá (Stokesová 2005). Svalová tloušťka (AP rozměr) vysoce korelovala s CSA u L4 (muži $R= 0,8$, ženy $r= 0,7$). U L5, ačkoliv statisticky signifikantní ($P < 001$), korelace není dost silná k aplikaci v klinické praxi (muži $r= 0,66$, ženy $r= 0,54$), pokud předpokládáme, že klinicky významné korelace jsou nad $0,70$. Stokesová s Rankinovou (2007) doporučuje vynásobení lineárních dimenzí než měření

pouze jednoho rozměru, podle evidence korelace s CSA multifidu (Hides, 1995, Stokesová, 2005). Pravolevá symetrie je u zdravých jedinců bez bolesti a patologie výrazná, rozdíly jsou do 10 % (zhruba 8 % u mužů a 6 % u žen). Asymetrie se může objevit u akutní epizody LBP, a stát se užitečným indikátorem abnormality (Hides, Richardson, 1998). Neprokázala se závislost věku na velikosti multifiduu (Stokesová, Rankinová, 2005).

Author	Year	Subject (No.)	Measuring Elements (Muscle)	Probe Position	Subjects Position	Results
Hides et al. (46)	1992	Healthy (48)	Linear dimensions and CSA of LM	The transducer was placed transversely over the spinous process and moved directly laterally.	Prone with the head in the midline position with a small roll placed under the forehead and two rolls under the shoulders. The lower lumbar spine was made flat by placing pillows under the hips.	US showed to have a good repeatability for measuring CSA of LM muscle. US is a feasible way to assess CSA, size and shape of LM muscle in young adults.
Kennelly et al. (68)	1993	Scoliosis (20)	Linear dimensions and CSA of LM	The transducer was placed transversely over the spinous process and was held against the skin surface at 90° and moved laterally.	Prone with a rolled towel under their forehead and shoulder. A pillow was placed under the hips to eliminate the lumbar lordosis.	It was shown that for different curve types in lumbar scoliosis, a pattern of asymmetry in LM exists.
Hides et al. (47)	1994	Healthy/LBP (51/26)	Linear dimensions and CSA of LM	The transducer was placed transversely over the spinous process and moved directly laterally.	Prone with the head in the midline position with a small roll placed under the forehead and two rolls under the shoulders. The lower lumbar spine was made flat by placing pillows under the hips.	Most of the patients showed greatest wasting at the level of L5. Asymmetry of CSA in patients was significantly different from between-side differences in control group. This asymmetry was greater in female patients.
Hides et al. (49)	1995	Healthy (10)	Linear dimensions and CSA of LM	The transducer was located adjacent to demarcated spinous process of the level to be examined.	Subjects were positioned in a comfortable and relaxed prone position, with their hips flexed to 35°.	In terms of LM muscle CSA no significant differences were found between MRI and US in young female adults.
Hides et al. (65)	1996	LBP (41)	CSA of LM	The transducer was placed transversely over the spinous process and moved directly laterally.	Prone with the head in the midline position with a small roll placed under the forehead and two rolls under the shoulders. The lower lumbar spine was made flat by placing pillows under the hips.	In the group that only received medical treatment LM muscle recovery was not spontaneous on remission of painful symptoms in patients. After 10-week follow-up examination patients in this group still had decreased LM muscle size.
Worsley et al. (76)	2012	LBP (81)	Thickness, linear dimensions and CSA of LM	Transducer was first placed longitudinally over the mid-line at L3 level. The transducer was then rotated 90° to produce a transverse image of the bilateral multifidus muscles.	Prone, with a pillow under the pelvis to reduce the lumbar lordosis.	In terms of thickness and CSA there were small differences between curvilinear and linear transducers. For width, linear transducer gave larger measures. There was a significant correlation between both transducers for linear dimensions and CSA measurements.

Obrázek 22 1. část- detaily studií používající UZ hodnocení paraspinálních svalů, Heidari, 2015

Eisele et al. (69)	1998	Health/ Lumbar Disk Disorder/ Unknown (30/20/40)	Texture analysis and CSA of paraspinal lumbar muscle	Not Stated	Not Stated	Using US all patients with lumbar spinal history were detected. LM texture analysis can be a good and rapid investigation in patients with discogenic and structural disorders.
Coldron et al. (70)	2003	Healthy (20)	CSA of LM	The transducer was placed longitudinally over the skin marking for spinous process and then moved directly laterally.	1: Prone; the subject lay with the head in the midline position, with one pillow under the lower legs and another under the hips to reduce the lumbar lordosis. 2: Side lying position: subjects lay on their left side and the transducer was placed behind the subject. One pillow was placed under the head and another between the knees, with the hips and knees positioned in sufficient flexion. A rolled towel was placed under the waist.	Assessing CSA of LM muscle at the level of L5 can be made at both prone and side lying positions.
Stokes et al. (48)	2005	Healthy (120)	Linear dimensions and CSA of LM	The transducer was first placed longitudinally over the lower lumbar spine, in the mid-line. The transducer was then rotated through 90° to lie transversely in the midline and the spinous processes and laminae were identified on a cross-sectional scan. The transducer was then moved laterally to each side.	Prone with the forehead resting just above the breathing hole in the plinth, the head in the midline and the arms supported on the plinth's armrests. One or two pillows were placed under the hips.	It was found that CSA of LM is larger in males and age didn't have any effect. Both in males and females the CSA was larger in L5 than L4. Linear measurements multiplied (A × Lat) correlated highly with CSA.
Lee et al. (59)	2006	Healthy/LBP (19/16)	CSA of LM	The transducer was held perpendicular to the skin surface of the subjects' lower back.	1: Subjects were prone and a small pillow was inserted below their abdomen. 2: Subjects were upright standing, and 25° and 45° forward stooping.	In different positions, CSA changes in LBP group had a reverse pattern in comparison to healthy subjects.
Pressler et al. (71)	2006	Healthy (30)	Linear dimensions and CSA of LM	The transducer was held orthogonal to the surface of the body and moved slowly from the left or right PSIS to the S1 spinous process.	Prone with 35° of hip flexion and no lumbar lordosis. A manually adjusted treatment table with the hip joints placed along the hinge was used.	US seems to be a reliable way for imaging LM at the level of S1 by newly trained assessors.
Vasseljen et al. (72)	2006	Healthy (10)	LM muscle activity onset	The probe was transversally oriented to the fiber direction and placed on a line running from the PSIS to the L1/L2 interspinous space.	Subjects stood relaxed with their arms beside the body.	US can detect muscle activity onset accurately but it has a small systematic delay that should be corrected for determining activity onset.
Kiesel et al. (52)	2007	Healthy (5)	Thickness of LM	Transducer was placed along the spine with the mid-point over the L4 spinous process. It was moved laterally and angled slightly medially until the L4/5 zygapophyseal joint could be identified.	Prone position. An inclinometer was placed longitudinally over the lumbosacral junction and pillows were used to flatten the lumbar curve to less than 10°.	In a narrow range of LM muscle contraction RUSI showed to be a valid method of measurement.
Wallwork et al. (51)	2007	Healthy (10)	Thickness of LM	The transducer was placed longitudinal where the zygapophyseal joints, the overlying multifidus muscle bulk at 2 to 3 vertebral levels, and the thoracolumbar fascia could be visualized.	Prone, with a pillow placed under the abdomen to minimize the lumbar lordosis.	Reliable evaluations of CSA of LM muscle at two vertebral levels were performed by both novice and experienced assessors.
Hides et al. (73)	2008	Athletes (26)	CSA of LM	The transducer placed transversely over the spinous process of the vertebral level being measured.	Prone with a pillow placed under the abdomen to minimize lumbar lordosis.	Even in highly active individuals with LBP atrophy of LM can exist. Improvement in CSA of LM was concomitant with a decrease in pain.
Hides et al. (74)	2008	Healthy/LBP (40/50)	CSA of LM	The transducer placed transversely over the spinous process of L2 to L5.	Prone with pillows under the hips to eliminate the lumbar lordosis.	Level of L5 was the greatest site of asymmetry in LM in patients with unilateral pain. The reported side of pain was the side that LM was smaller.
Wallwork et al. (58)	2009	Healthy/LBP (17/17)	Thickness and CSA of LM	The transducer placed transversely over the spinous process of L2 to L5.	Prone, with a pillow placed under the abdomen to minimize the lumbar lordosis.	At the level of L5, smaller CSA of LM muscle was reported for subjects of CLBP group than control group and percent thickness contraction was smaller in CLBP group.
Dickx et al. (75)	2010	Healthy (15)	Thickness of LM	The transducer was placed on the spinous processes and then moved lateral allowing visualization of the zygapophyseal joints, multifidus muscle and thoracolumbar fascia.	Prone with pillows under the abdomen to minimize the lumbar lordosis. An inclinometer ensured that the lumbar curve was less than 10°.	Muscle thickness increase during contraction decreased when unilateral pain was induced at a segmental level.

Obrázek 23 2. část- detaily studií používající UZ hodnocení paraspinálních svalů, Heidari, 2015

3.7.4. Atrofie m. multifidus a LBP

Běžně používané zobrazovací metody pro hodnocení paraspinálních svalů jsou CT, MRI a RUSI (rehabilitative ultrasound imaging). Důležité aspekty svalů, které ultrazvukem hodnotíme jsou velikost svalu, denzita a svalová kontrakce. Spolehlivost používání terapeutického ultrazvuku k měření velikosti paraspinálních svalů je dobrá až excelentní, což je přijatelné pro klinickou praxi (Kiesel, 2006). Ukázalo se, že má i dostatečnou reliabilitu mezi začátečníky při práci s ultrazvukem. Atrofie bederních multifidů je velmi častý nález (okolo 80%) u pacientů s LBP, a to již u akutní formy. Atrofie multifidů u LBP je lokalizovaná více do spodní části Lp, a u jednostranné bolesti je asymetrická (Barker et al., in Heideri et al., 2015). Vzorec atrofie u bederních multifidů u LBP se na ultrazvuku zdá být specifický a přesně lokalizovaný (Wallwork et al., in Heideri et al., 2015).

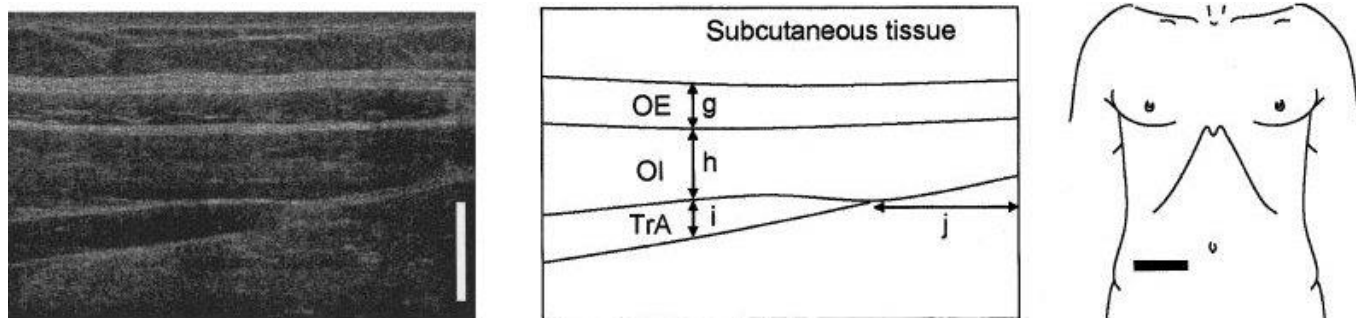
Používáním ultrazvuku se ukázalo, že vzorec změn v CSA multifidu v různých pozicích těla je odlišný u zdravých jedinců a pacientů s LBP. U zdravých jedinců CSA multifidu roste od lehu v pronaci do vzpřímeného stoje, poté postupně klesá během dopředné flexe trupu. U pacientů s LBP dopředná flexe vytváří další růst CSA. Změněná funkce multifidu může být dána chybou neuromuskulárního regulačního mechanismu regulující svalovou kontrakci, neodpovídající posturální náročnosti, která může predisponovat pacienta k LBP (Lee et al. 2006, in Heideri et al., 2015). Pacienti s chronickou LBP také mohou vykazovat změny ve svalové denzitě a vzhled ovlivněných svalů. Tuková infiltrace svalové tkáně a náhrada svalových buněk buňkami tukovými vyústí ve sníženou svalovou denzitu (Kjaer et al. 2007, in Heideri et al., 2015).

U pacientů s LBP je u multifidů zvýšená svalová echogenita. Validita a reliabilita užití ultrazvuku pro tyto stavy se musí specifikovat v budoucích studiích, je potřeba určit přesná kritéria, například jas snímku může být ovlivněn nastavením přístroje (Heidari et al, 2015). Měření změn ve svalové aktivaci asociované s LBP může vést k vyvinutí selektivní intervence pro změnění identifikované poruchy. Ultrazvuk byl použit ke zhodnocení funkčních nedostatků ve svalové kontrakci. Bylo prokázáno, že je lineární vztah ($r=0,79$, $P=0,001$) mezi změnou tloušťky u multifidu snímanou ultrazvukem a aktivitu snímanou EMG v úzkém pásmu izometrické kontrakce (19-34 % maximální volní izometrické kontrakce), kde je velmi dobrá korelace mezi EMG a ultrazvukem (Kiesel, 2006). Ultrazvuk ukázal, že pacienti s LBP nebyli schopni volně zaktivovat atrofované multifidy (Hodges, 2006). Bylo prokázáno, že u pacientů s chronickým LBP je schopnost aktivovat multifidy v dané sekci páteře snižena, a na ultrazvuku se ukáže jako nižší nárůst tloušťky během kontrakce oproti kontralaterální straně (v případě jednostranné LBP) nebo oproti asymptomatickým kontrolním subjektům (Wallwork et al., in Heideri et al., 2015). EMG zkoumání naznačuje, že změny v motorické kontrole jsou více lokalizované do hlubší vrstvy multifidu (Stokesová, 2007).

Většina studií zkoumajících RUSI paraspinálních svalů pokládá více otázek, než podává odpovědi. Jestliže se má RUSI stát běžnou součástí praxe fyzioterapeutů, je nutné vytvoření standardizovaných protokolů. Elastografie je potenciálně užitečná metoda, například v rozlišení poměru kontraktilní a nekontraktilní tkáně a zda-li může být poměr ovlivněn terapeuticky. Elastografie také může pomoci rozlišit mezi aktivací hlubokých a povrchových částí svalu a určit jejich případné rozdílné funkce (Stokesová, Rankinová, 2007).

3.8. Ultrazvuk u břišních svalů

Některé studie udávají vyšší reliabilitu a validitu real-time ultrazvuku v měření svalové geometrie u břišních svalů v porovnání s ostatními zobrazovacími metodami jako MRI, CT a EMG (Tahan et al, 2016).

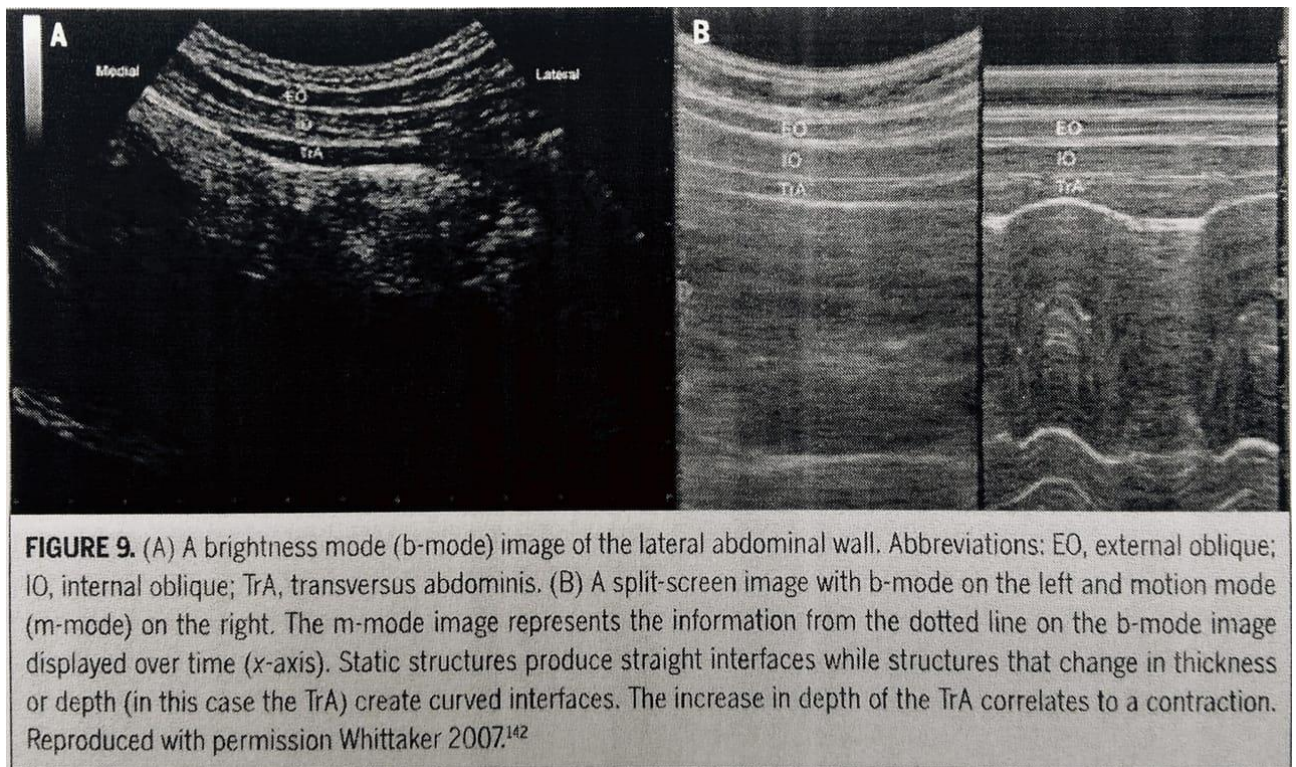


Obrázek 24 Ultrazvukový obraz m. transversus abdominis, obliquus internus a externus v relaxovaném stavu. (g) Zobrazuje tloušťku obl. externus, (h) obl. internus, (i) transversus abdominis. (j) Je změna délky transversus abdominis. Pravý obrázek ukazuje polohu ultrazvukové sondy, Hodges, 2003

Role m. TrA v LBP byla důkladně zkoumána v uplynulé dekádě. První poznatky o biomechanickém zapojení m. TrA u pacientů s LBP byly popsány Hodgesem u srovnání kontrakce m. TrA v předstihu (preaktivaci) před pohybem končetin (Hodges, 1997), zatímco u pacientů s LBP je tato reakce opožděná (Hodges). Při rychlých pohybech horní končetinou se TrA aktivuje jako feedforward ještě před kontrakcí primemoverů horní končetiny a ostatního trupového svalstva. Nástup kontrakce m. TrA není ovlivněn směrem pohybu paže, na rozdíl od ostatního trupového svalstva (Hodges, Richardson, 1997).

Změny v motorické kontrole břišních svalů, zejména TrA u pacientů s LBP způsobují zpoždění. Z tohoto faktu vyvstalo, že m. TrA může hrát nezastupitelnou roli ve stabilitě páteře, a tím pádem ve výskytu LBP (Ferreira et al.). Tyto nálezy byly následně doloženy i poznatkem, že cviky na posílení m. TrA snižují u pacientů s LBP míru bolesti. Asymetrický vzor tloušťky m. TrA a její asymetrický vzestup u pacientů s LBP prokazuje další evidenci derangementu m. TrA ve vývoji LBP (Ferreira, 2004). Reliabilita používání ultrazvuku v měření tloušťky m. TrA byla

rozsáhle zkoumána, dle Hodgese et al. má ultrazvuk dostatečnou reliabilitu je-li sonda přesně umístěna a fixována. Bylo také prokázáno, že ultrazvuk je spolehlivá metoda k měření kontrakcí m. TrA. Je prokázáný lineární vztah mezi velikostí kontrakce měřenou EMG a tloušťkou m. TrA snímanou ultrazvukem do 30-40 % maximální volní kontrakce m. TrA (Hodges, Heidari et al. 2015). Ve výsledku tedy můžeme říct, že dysfunkce m. TrA hraje hlavní roli ve vývoji a zhoršování LBP. Ultrasonografie je spolehlivý nástroj k měření tloušťky m. TrA a jejich změn v kontrakci. Stále však chybí práce, které by vysvětlily roli ultrasonografie u měření tloušťky/aktivity m. TrA v predikci LBP u predisponovaných pacientů (Heidari et al, 2015).



Obrázek 25 Rozdíly ve snímkování laterálních břišních svalů při použití b-mode a m-mode, Whittaker, 2007

3.8.1. Výsledky vybraných studií, rozdíly v břišních svalech u mužů a u žen

Rankinová, Stokesová a Newhamová (2006) provedly studii pomocí bilaterálního ultrazvukového snímkování břišního svalstva. Měření se podrobilo celkem 123 probandů, muži i ženy, a hodnotila se absolutní a relativní tloušťka svalů (AP rozměr-anterioposteriorní rozměr) m. RA, m. OE, m. OI a m. TrA, stranová symetrie a porovnávaly se genderové rozdíly a hledaly se případné korelace s věkem, BMI či jinými faktory. Měřilo se na dvou různých místech břišní stěny (jedno místo v kranální porci svalů a druhé v kaudální) z důvodu proměnlivé tloušťky svalů ve svém průběhu.

Rankinová et al. uvedly, že muži mají absolutně i relativně více břišního svalstva než ženy, korelace s věkem je u obou pohlaví minimální. Vzor relativní svalové tloušťky je stejný u mužů i u žen: nejtlustší je m. RA, následuje m. OI, dále m. OE a nejtenší m. m. TrA (Rankinová et al., 2006). Stejně výsledky vyšly i v obdobné studii provedené na 156 probandech (zdravá asymptomatická populace, průměrný věk 24,3 let) kde měřili parametry m. RA, m. OE, m. OI a m. TrA. Výsledky naší práce jsou stejné. Také se potvrdilo, že muži mají větší AP rozměr břišních svalů než ženy (Tahan et al, 2016). Muži mají oproti ženám silnější m. TrA v klidu i při kontrakci (Rankinová et al., 2006). Ženy mají oproti mužům silnější m. TrA v laterálních částech břišní stěny. M. OI je podstatně větší u mužů a m. RA je relativně silnější u žen.

Dle Rho et al. má BMI u obou pohlaví korelaci s AP rozměrem m. TrA v klidu (Rho et al, 2013). Tahan et al. naopak nenašli statisticky významnou korelaci mezi BMI a AP rozměrem m. TrA a m. OI, pozitivní korelaci s BMI ale potvrdili u m. OE a m. RA (Tahan et al., 2016). V měření se také hodnotila pravolevá symetrie. Největší asymetrie v absolutní velikosti je u m. OE, m. OI a u m. TrA, a to v rozmezí 12,5 % - 24 %. Absolutně největší symetrie se nacházejí u m. transversus abdominis (Rankinová et al., 2006). Tahan et al (2016) došli k obdobným výsledkům u m. OI a m. OE, kde našli u obou pohlaví výraznou pravolevou asymetrii, ale výraznou asymetrii našli i u m. TrA, tedy u všech břišních svalů vyjma m. RA (Tahan et al, 2016). Objevují se zde velké individuální rozdíly.

Naopak relativní tloušťky svalů jsou obecně symetrické u obou pohlaví (Rankinová et al., 2006). Korelaci s věkem Rankinová neprokázala (Rankinová et al., 2006). Tahan et al. popisují negativní korelaci m. OI, m. OE a m. RA s věkem, korelace nevyšla statisticky významně v případě m. TrA. Během stárnutí klesá tloušťka m. IO, m. EO a m. RA. Ve stavbě hlubokých a povrchových břišních svalů jsou odlišnosti, které mohou vysvětlit jejich rozdílnou odpověď na stárnutí. M. TrA je z převážné části tvořen vlákny typu I, zatímco m. RA svalovými vlákny typu II (Tahan et al, 2016). Další menší pilotní studie z roku 2013 hledala přímo genderové rozdíly, ale pouze u AP rozměrů laterálních břišních svalů (m. OI, m. TrA). Jejich vzorek čítal 8 mužů a 12 žen, všechno asymptomatictí mladí zdraví jedinci. Muži měli v klidu větší AP rozměr m. TrA než ženy (muži 0,55 cm a ženy 0,35 cm). Muži měli v klidu i větší AP rozměr m. OI (muži 0,95 cm a ženy 0,77 cm). Nebyly nalezeny žádné rozdíly mezi pohlavím v případě kontrakce-používal se ADM (abdominal drawing-in maneuver).

Oproti výše zmíněným studiím (Rankinová et al, 2007, Tahan et al, 2016) nenašli stranové rozdíly u m. OI ani m. TrA, v klidu ani při kontrakci. Při ADM byla větší procentuální změna v kontrakci TrA u žen (ženy 0,77 cm, muži 0,29 cm). Žádný rozdíl nebyl u tohoto manévru pozorován

u m. OI. Dle této studie dominance dolní končetiny neovlivňuje v klidu levo-pravou symetrii u m. OI a m. TrA. V budoucích studiích chtějí Rho et al. zhodnotit dynamické chování m. OI a m. TrA u sportovců s často prováděnou lumbopelvicou rotací, kde je často 1DK oporná a 1DK fázická. Předpokládají stranové rozdíly a odlišné dynamické chování m. OI a m. TrA u osob prováděných denodenně velký objem rotací trupu k jedné straně. Jejich cílem je rozpoznat, zda se takto pozměněná neuromuskulární kontrola promítá do častějšího výskytu zranění bederní páteře a pánve. Jestliže se potvrdí existence korelace, tak rehabilitační ultrasonografie představuje levný, neinvazivní a moderní metodu pro určení a záchyt sportovců kteří by mohli mít benefity z prerehabilitace a zlepšení trupové stability a síly (Rho et al, 2013).

V rámci bakalářské práce (Jordáková, 2015) jsme provedli malou pilotní sonografickou studii na 30- ti probandech, všichni sportovci, rozdělení do 2 skupin lezců (a dalších sportovců využívající lokomoci ve visu) a sportovců vis neužívajících. Měřili jsme AP rozměr břišních svalů m. OE, m. OI, m. TrA v korigované a nekorigované pozici ve visu za HKK a v supinační poloze 3.- 5. měsíce. Výsledky byly, že mezi lezci a nelezci byl u m. TrA rozdíl v tloušťce v nekorigovaném visu. Větší mohutnost celé svalové vrstvy je u obou skupin ve visech. M. OI je také u obou skupin mohutnější ve visech. Korekcí se u lezců zvýší AP rozměr celé laterální skupiny břišních svalů ve visu a sníží v lehu, u nelezců se po korekci zvýší ve visu i v lehu. Nelezci mají ve visu mohutnější m. TrA než lezci, lezci mají mohutnější m. OI a m. OE. Rozdíl mezi korekcí a nekorekcí je ve visu i v lehu obdobný u obou skupin (Jordáková, 2015).

Table 2. Details of Studies Using Ultrasound for Evaluation of Abdominal Wall Muscles ^a

Author	Year	Subject (No.)	Measuring Elements (Muscle)	Probe Position	Subjects position	Results
Bunce et al. (145)	2002	Healthy (22)	TrA	The transducer was located between the 12th rib and the iliac crest over the antero-lateral abdominal wall.	1: Supine 2: Standing 3: Walking on treadmill	US was found as a reliable way for measurement of TrA thickness.
Critchley (142)	2002	Healthy (28)	EO, IO, TrA	Transducer was located at a point 2.5 cm anterior to the midpoint between the ribs and ilium on the mid-axillary line.	Low abdominal hollowing in four-point kneeling with and without pelvic floor contraction.	Co-contraction of pelvic floor with abdominal hollowing-in maneuver may lead to greater increase of TrA thickness compared to abdominal hollowing-in maneuver alone.
Kidd et al. (148)	2002	Healthy (11)	TrA	Not Stated	Lying and standing; no more details are described.	US imaging provides a reliable measure of controlled contraction of TrA.
Hodges (151)	2003	LBP (3)	EO, IO, TrA	The transducer was placed transversely midway between the iliac crest and inferior border of the rib cage and with the medial edge 10 cm from the midline.	The subjects had to sit in a reclining chair when their hips were flexed to approximately 30°.	In terms of muscle activity US seems to detect low levels of muscle activity. Moderated and high muscle activity cannot be distinguished employing US.
Ferreira et al. (144)	2004	Healthy/LBP (10/10)	EO, IO, TrA	The transducer was placed transversely across the abdominal wall along a line midway between the inferior angle of the rib cage and the iliac crest.	Supine with arms crossed over the chest, the hips flexed to 50°, and knees flexed to 90°.	A positive correlation between EMG and US findings in those with and without LBP was found. Also changes in TrA control in patients with LBP comparing to other group was concluded.
McMeeken et al. (152)	2004	Healthy (13)	TrA	25 mm antero-medial to the midpoint between the ribs and ilium on the mid axillary line and parallel to transversus abdominis.	Supine with a pillow under the head and the knees bent to approximately 20° over two pillows.	Reliability of US measurements as well as a positive correlation between US and EMG findings were reported in this study.
Teyhen et al. (149)	2005	LBP (30)	EO, IO, TrA	The transducer was placed in a transverse plane just superior to the left iliac crest along the axillary line.	1: Quadruped. 2: Seated. 3: Supine. 4: Hook-lying.	A high inter-reliability for transabdominal muscle measurement of those with and without LBP was achieved. Short-term abdominal drawing in maneuver did not influence the thickness of TrA.
Ainscough-Potts et al. (153)	2006	Healthy (30)	IO, TrA	The transducer was placed on the skin halfway between the anterior or superior or iliac spine and the lower rib cage in the anterior axillary line.	1: Supine lying. 2: Relaxed sitting on a chair. 3: Relaxed sitting on a gym ball with both feet on the ground. 4: sitting on a gym ball lifting the left foot.	There was no difference in muscle thickness between relaxed sitting on chair and sitting on a gym ball. At the end of aspiration the muscles were thicker.
Hides et al. (150)	2006	Healthy (13)	IO, TrA	A transverse image of the anterolateral abdominal wall was obtained just inferior to the level of the umbilicus for left and right sides.	Supine	There was a positive correlation between MRI and US findings in measurement of IO and TrA. Anterior abdominal fascia of TrA moved laterally during weight bearing.
Rankin et al. (154)	2006	Healthy (123)	EO, IO, TrA, RA	1: Immediately below the ribcage in direct vertical alignment with the ASIS. 2: Halfway along a line joining the ASIS to just below the ribcage in the mid-axillary line.	Subjects lay supine with two pillows under their knees	In terms of relative thickness of the muscles the pattern was as follows: RA > IO > EO > TrA. There was no asymmetry for all muscles relative thickness.
Springer et al. (143)	2006	Healthy (32)	EO, IO, TrA	The center of the transducer was placed in a transverse plane just superior to the iliac crest, in line with the mid-axillary line.	Bilaterally while the subjects were at rest, and while they performed the abdominal drawing-in maneuver.	Bilateral symmetry in the lateral abdominal muscles in those without LBP.
Hides et al. (155)	2007	Healthy (19)	IO, TrA	The transducer was along a line midway between the inferior angle of the rib cage and the iliac crest for left and right sides.	Supine with their right heel against a footplate linked to a force transducer. Each subject performed a static simulated weight-bearing task of the right lower extremity.	A greater TrA than IO thickness was found. There was no significant differences between right and left abdominal muscles.
Hides et al. (156)	2007	Healthy (19)	IO, TrA	The transducer was along a line midway between the inferior angle of the rib cage and the iliac crest.	Supine hook-lying position, with their hips in 45° of flexion.	RUSI showed a high reliability in three measurements and also a fair to high reliability was stated across two days.

Kiesel et al. (157)	2007	Healthy/LBP (20/56)	TrA	The transducer placed along the lateral abdominal wall, just superior to the iliac crest, along the midaxillary line.	Supine hook-lying position	TrA muscle thickness significantly changed during the abdominal drawing-in maneuver.
Raney et al. (158)	2007	LBP (9)	IO, TrA	The transducer was superior to the iliac crest, along the right mid-axillary line in the transverse plane.	Cases were positioned in the supine hook-lying position.	In 6 of 9 patients increased ability to improve TrA thickness during draw-in maneuver was demonstrated. The thickness of TrA at rest decreased in 5 patients. This decrease was also noted in IO muscle in 4 of the patients.
Kiesel et al. (159)	2008	Healthy (6)	TrA	the transducer was placed just superior to the iliac crest along the axillary line.	Supine hook lying position	TrA thickness changed during the abdominal draw-in activity. In terms of thickness changes, control group with pain was significantly different to no pain group.
Mannion et al. (160)	2008	Healthy/LBP (14/14)	EO, IO, TrA	The transducer was positioned 2.5 cm anteromedial to the mid-point between the iliac crest and the costal margin on the mid-axillary line.	Supine hook-lying position (hips in 30° flexion)	Using US there was no significant between-day differences in thickness of any muscle during rest and hollowing.
Hides et al. (139)	2009	Healthy/LBP (20/20)	IO, TrA	Midway between the inferior angle of the rib cage and the iliac crest of both sides.	Supine, lying on a near-frictionless surface with the heel of the test limb resting on a foot plate.	Impairment of TrA and IO contraction in those without LBP in comparison to those with LBP.
Koppenhaver et al. (161)	2009	LBP (30)	TrA	The transducer positioned just superior to the iliac crest along the midaxillary line.	Supine, with hips and knees extended at rest and were instructed to "raise your leg off of the table approximately 8 inches (20 cm) without bending your knee".	RUSI showed to be a reliable method to measure TrA thickness based on the mean of two measures. A high reliability was demonstrated when the measures were taken by a single examiner, and the reliability employing different examiners was also adequate.
Reeve and Dilley (140)	2009	Healthy (20)	TrA	between the iliac crest and the lowest rib along the anterior axillary line.	1: supine lying, 2: erect sitting, 3: slouched sitting, 4: erect standing, 5: sway-back standing.	Posture may influence the measured thickness of TrA using US.
Kordi et al. (162)	2011	Healthy (63)	EO, IO, TrA	1: A point 25 mm anteromedial at the midpoint between the inferior rib and the iliac crest to the mid-axillary line. 2: A point immediately under the rib cage in direct vertical alignment with the ASIS.	Subjects were positioned in a crook-lying position with pillows under the head and the knees.	After food consumption thickness values significantly reduced in all measured abdominal muscles.
Noormohammadpour et al. (163)	2012	Healthy (19)	EO, IO, TrA	Transducer was at A point 25 mm anteromedial to the midpoint between the inferior rib and the iliac crest on the mid-axillary line.	Crook lying position while pillows were placed under their head and knees.	After 12 weeks of concurrent energy restricted diet and abdominal resistance training increase in muscle thickness during drawing-in maneuver was demonstrated.
Rostami et al. (164)	2013	Healthy (90)	EO, IO, TrA	The point of probe position was set at 25 mm anteromedial to the midpoint between the inferior rib and the iliac crest on the mid-axillary line, as it was previously used in other studies.	Supine hook lying position (supine position with hips flexes to almost 30°) where small pillows were laid under their knees and head.	A significant positive relation was found between EO thickness and weight, mass index, waist circumference and skin fold thickness. IO muscle thickness decreased with higher values of mass index, waist circumference and skin fold thickness but weight did not have a significant correlation with IO thickness. These measurements of fatness showed no significant relation to TrA thickness.

^a Abbreviations: ASIS, anterior superior iliac spine; EO, external oblique muscle; IO, internal oblique muscle; LBP, low back pain; RA, rectus abdominis muscles; RUSI, rehabilitative ultrasound imaging; TrA, transverse abdominis muscles; US, ultrasound.

Obrázek 26 Detaily studií používající UZ k hodnocení břišních svalů, Heidari, 2015

4. Visová lokomoce

4.1. Sportovci využívající „lokomoci ve visu“ oproti „běžné populaci“

Když se zaměříme na antropomotorickou charakteristiku jak lezců, tak sportovců věnující se vzdušné akrobacii, vyjde nám, že výhodnější a do určité míry i úroveň výkonu určující je menší lehčí postava s nízkým obsahem tuku. Žádoucí je zároveň flexibilita i svalová síla. Oproti běžné populaci mají poměrově vyšší sílu horní polovinu trupu, silnější HKK a v síle není výrazný rozdíl mezi dominantní a nedominantní HK (Sheel, 2004, Hobden, Tétreault, 2014).

Sportovci pravidelně trénující horní končetiny mají lepší záběr a zapojení ramenních svalů než lidé, kteří je netrénují (Wong a Gabriel 2009). Při izokinetickém testování mají vrhači (a další overhead sporty) a lezci tendenci k více selektivnímu a koordinovanému náboru svalů (Mayer, 2001).

Lezení, vrhačské sporty, a další overhead activities zahrnují opakované „overhead actions“ s pohyby ramenou v extenzi a vnitřní rotaci. U lezců je v porovnání s nelezci hladší průběh pohybu a lepší intermuskulární a snad i intramuskulární koordinace. Lezci mají vyšší nároky na horní končetiny než běžná populace, je u nich lepší vyváženost vnitřních a vnějších rotátorů paže a ramenní svalstvo je obecně kvalitněji vyvinuté.

Sval, který funkčně propojuje přes lopatky HKK s ventrálním trupem je serratus anterior (spolu s např. m. pectoralis major). Aktivace m. serratus anterior u symetrického typu lokomoce (shyb) je výrazně nižší než v lokomoci ve zkříženém vzoru, což ukazuje významnou úlohu tohoto svalu v lidské lokomoci ve visu přes pletenec ramenní (Vystrčilová, Kračmar, Novotný, 2006). Benninghoff a později Hoepcke prokázali, že při izometrické i koncentrické aktivaci zevních rotátorů v obvyklé pozici paže u těla je možná pouze s koaktivací m. serratus anterior a mm. rhomboidei bilaterálně. Nicméně častou chybou je převládající aktivace m. latissimus dorsi na úkor zevních rotátorů HK a nedostatečné propojení HK přes lopatku na ventrální trup. Horní polovina těla zůstane nepropojena se spodní, Th/L přechod je nestabilní a zvýší se bederní lordóza a předsunutí hrudníku.

Struktura páteře je ve své podstatě nestabilní, k udržení postury a intervertebrální kontroly při pohybu končetinami je nutná svalová aktivace. Hodges a Richardson (1997) píšou o tom, že se jedná přímo o program v CNS, kdy trupové svaly zareagují reakční silou proti směru působící síly vychylující těžiště, tzn. volního pohybu končetinou. Změny v trupu vyplývající z volního pohybu paží jsou předvídatelné a umožňují CNS zahájit specifický vzorec svalové aktivity trupového svalstva v předstihu před samotným pohybem (Hodges, Richardson 1997 in Jordáková, 2015).

4.2. Lidská ontogeneze a propojení HKK-trupu

O tom, jak je propojení HKK a trupu důležité se můžeme přesvědčit v lidské ontogenezi. Lidský novorozenec je v poloze na břiše i na zádech v asymetrii, hlavu má v reklinaci a úklonu, nedrží tělo v saggitální rovině. Hrudník je plochý a nerozvinutý, odstávají dolní žeberní oblouky. Ramenní pletenec je kraniálně, lopatka je v abdukci a paže ve vnitřní rotaci, chybí funkční propojení přes m. serratus anterior na trup. Pánev je ventrálně, kyčle ve vnitřní rotaci. Dá se říci, že převládá dorzální muskulatura nad ventrální. V průběhu fyziologické ontogeneze postupně dochází k nábory ventrální muskulatury-hlubokých flexorů krku, mezižeberních a břišních svalů. Funkční propojení HK, trupu a pánve je skutečně přes svalový řetězec začínající na hlavě- m. splenius capitis-mm. rhomboidei- m. serratus anterior- m. obliquus externus shodné strany-m. obliquus internus protilehlé strany-protilehlá strana pánve.

Břišní stěna se postupně zapojuje do koncentrické aktivity, napřímí se páteř a vznikne možnost intersegmentální rotace a kontroly trupu ve frontále a saggitále, objevuje se zevní rotace v klíčovém kloubech (Skaličková-Kováčiková, 2017, Vojta, 2007).

Velmi důležitým svalem je právě m. serratus anterior, který jde z lopatky do fascií břišních svalů, které mají přímý vliv na postavení pánve. Pokud nedojde během vývoje ke kaudalizaci lopatek a jejich zapojení jako punctum fixum, sval poté nemůže podpořit rozvinutí laterální strany žeber a nedojde k funkčnímu propojení na úrovni m. OE (Skaličková-Kováčiková, 2017). Pokud nedojde u dítěte ke správnému vývoji, přetrvávají novorozenecké asymetrie a funkční nedokonalosti beze změny do dospělosti.

Redukce správné funkce je viditelná na postuře, způsobu provádění pohybů a pohybové zozmanitosti je jasně rozpoznatelná. Společným jmenovatelem je vždy redukovaná ventrální muskulatura, a to nejenom břišní svalstvo, ale i svaly mezižeberní a hluboké flexory krku. Vlivem nedostatečného tahu břišních svalů kraniálně zůstává anteverze pánve a s ní související funkční zkrat hamstrigů jakožto zbylých stabilizačních svalů. Horní končetiny jsou funkčně rozpojené od trupu. Hrudní koš není dostatečně rozvinutý a je oploštěný, s úzkými mezižeberními prostory, spodní žeberní oblouky prominují a dotýčný je není schopen integrovat v rámci pohybu. Th/L přechod je nestabilní, zadní porce bránice neplní svou stabilizační funkci. Lopatky jsou v elevaci a abdukci, ramenní pletenec je v protrakci, převládá vnitřní rotace, zevní rotace je naopak spojena s větší protrakcí ramenního pletence a funkčnímu rozpojení Th/L přechodu. Nejsou aktivní dlouhé řetězce z hlavy přes lopatku na trup a na protilehlou pánev. Je patrné, že problém je komplexní, zasahující celé tělo, čili „neexistuje jedna patologie a zbytek těla je v pořádku“. Takováto postura však ještě nemusí znamenat problém, je-li daný jedinec schopen ji cíleně aktivně změnit a v daném modelu ji zatěžovat (Skaličková-Kováčiková, 2017).

Zevními rotátory paže jsou m. infraspinatus, m. teres minor, a m. deltoideus. EMG studie ale prokázaly, že pohyb do zevní rotace je komplexnější a participují na něm i jiné svaly. Tento pohyb také vykazuje určitou funkční hierarchii (Happee, Van Der Helm 1995, Enoka 1994). Benninghoff a později Hoepcke prokázali, že při izometrické i koncentrické aktivaci zevních rotátorů v obvyklé pozici paže u těla je možná pouze s koaktivací m. serratus anterior a mm. rhomboidei bilaterálně (Hoepcke 1957). Pozdější EMG studie tato pozorování potvrdily a upřesnily význam (pre)aktivity břišních svalů v rámci svalové synergie při pohybu paže do zevní rotace (Basmajian, DeLuca 1985). Ve stoji se m. obliquus externus stává primemoverem zevní rotace na stejnostranné paži (McCann 1993). Pro švihové provedení zevní rotace při elevaci paže je stabilizace břišními svaly nezbytná. Při jakémkoliv pohybu HKK se nesmí zapomínat na pozici pánve. Ramenní pletenec, trup a pánev je propojený systém, kdy nastavení jednoho prvku ovlivní kvalitu provedení celkově. Ve cvičení se snažíme o co nejlepší pozici všech jmenovaných a o jejich funkční provedení v pohybu. Např. ve visu za HKK nám vybočení pánve z neutrální pozice do anteverze nebo retroverze změní celou posturu.

4.3. Vzdušná akrobacie

Vzdušná akrobacie je soubor disciplín vyžadujících specifické dovednosti a motorické schopnosti (Hobden, Tétreault, 2014). V podstatě nejsou k dispozici odborné články a studie věnující se tomuto odvětví. Vyžadují převahu horní poloviny těla a pohyb proti gravitaci. Podle Bernsteinova dělení motorických schopností tento typ pohybů vyžaduje zejména motorickou kontrolu stupňů A a B (Bernstein et al., 1996). Jako příklad disciplín můžeme jmenovat šály (silks, ribbons, tissues), obruč (lyra), statická/létající hrazda, vertikální lano, tyč.



Obrázek 27 šály, lano, gymnastická hrazda, bradla, foto archiv autorky

Výše jmenované vyžadují vysoký stupeň propriocepce a výbornou prostorovou orientaci těla v prostoru jako celku, a jeho jednotlivých částí vůči sobě a zemskému povrchu. Tyto disciplíny zahrnují značné nebezpečí, risk, a psychické aspekty, které mohou zahrnovat strach z pádů (Hobden, Tétreault, 2014). Artisté představují ideální model toho, co lze s lidským tělem dokázat specializovaný trénink. Specifická motorická koordinace se vyvine pomalu na podkladě tréninku a specifických cvičení. V prvních fázích tréninku bude artista vystaven nadměrným množstvím stupňů volnosti vztaženými k danému cviku. Senzorická zpětná vazba dána výsledkem zamýšleného pohybu dovolí vlastní korekci a usměrnění pohybu v daném cviku. Překonání neurčitosti koordinace pohybů vede k relativní stabilitě podávaného výkonu a je doprovázeno pocitem sebedůvěry v daném cviku (Bernstein, 1967). Když artista dosáhne mistrovství ve své disciplíně, motorické impulsy kontrolující pohyb se zefektivní (Hobden, Tétreault, 2014).



Obrázek 28 ukázka akrobacie na šále-foto Iva Hlaváčková, archiv autorky

Cirkusové disciplíny nepřitahují mnoho výzkumů, na rozdíl např. od tance, gymnastiky nebo sportovního lezení. Může to být tím, že mnoho cirkusových zranění je běžné i v dalších sportovních odvětvích jako je právě gymnastika nebo lezení. Mnoho zranění je ale také cirkusově specifická. V cirkusových disciplínách je ale na rozdíl od některých jiných sportů unikátní směs fyzických a psychologických schopností s cílem zvýšit působení na publikum, což přidává novou vrstvu komplexity v umělcově pohybovém projevu (Hobden, Tétreault, 2014). Motorické učení je více otázkou diferenciacce, spíše než otázkou obohacení (Gibson, 1955, sekundární).

Není důvod domnívat se, že artisté používají odlišné strategie učení na rozdíl od jiných sportovců. Na podkladě zkušeností se trenéři zběhlí v tréninku dané disciplíny snaží rozpoznat jedince s pokročilými motoricko-percepčními schopnostmi s potencionálem „trénovatelnosti“ dané specifické disciplíny. Existence jedinců s takovými kvalitami je fakt dobře známý, a i když máme mnoho popisů a škál, jak tyto jedince rozpoznat, uspokojivé vysvětlení z neurofyziologického, biomechanického a biochemického hlediska stále chybí. Přirozeně, některé disciplíny jako je contortion vyžadují vhodné genetické a epigenetické pozadí které je v běžné populaci výjimečné.

Když artista trénuje, rozlišuje a ovlivňuje jednotlivé modalities jako dále/blíže, rychleji/pomaleji, rychlejší/pomalejší než někdo jiný aj. (Verri, Poggio, 1989, in Hobden, Tétreault, 2014). Například, když artista trénuje relativně nový prvek u kterého nemá vždy 100 % úspěšnost, opticky srovnává nynější provedení s předchozími zkušenostmi. Využívá svou proprioceptivní i optickou gnostickou funkci. Tato okamžitá percepce vlastního těla mu ihned prozradí, jestli má šanci pohyb a prvek zdárně provést. Samozřejmě záleží i na aktuálním zdraví a kondici a případných zraněních. Postupně se tento nový prvek stane dobře naučeným zvykem, který může artista provést téměř automaticky jako jeden cvik, a ne sekvenci na sebe navazujících pohybů. Při konfrontaci s novými situacemi se v mozku zaktivuje více oblastí a artista bude schopen porovnat své zkušenosti, a případně nutnost vyvinout nové pohyby. S progresí schopností artysty se mění možnosti využití jeho okolí, protože jeho schopnosti se také proměnily. To samé platí i pro srovnání artista a „běžný člověk“ - pokud oboum ukážeme předměty jako lano, žebřík, kruh, každý bude mít odlišnou percepce toho co s nimi může udělat a zvládnout.

Platí, že artista potřebuje sílu i flexibilitu. Vhodnější jsou menší a lehčí tělesné typy. Z psychologického hlediska je potřeba nebát se výšek, mít odvalu a vysokou toleranci k bolesti a dokázat si vizualizovat či jinak představit sekvenci pohybů a způsob jejich provedení. Akce a dovednosti ve vzdušné akrobacii zahrnují visy a výdrže v závěsech (za ruce, lokty, kolena, chodidla, kotníky, paty...), pokročilou prostorovou orientaci bez opory země a dovednosti na pohyblivých aparátech (pohyblivá hrazda), nacítění „mrtvého bodu“, pády, svihy a převrácení (Hobden, Tétreault, 2014).

Vzdušná akrobacie není jednostranná zátěž, nicméně artisté mají zpravidla jednu stranu u většího množství prvků preferenční. Z důvodu kompenzací a pohybové všestrannosti se nicméně vždy klade důraz na provádění prvků na obě strany.



Obrázek 29 ukázka pole dance, foto archiv autorky

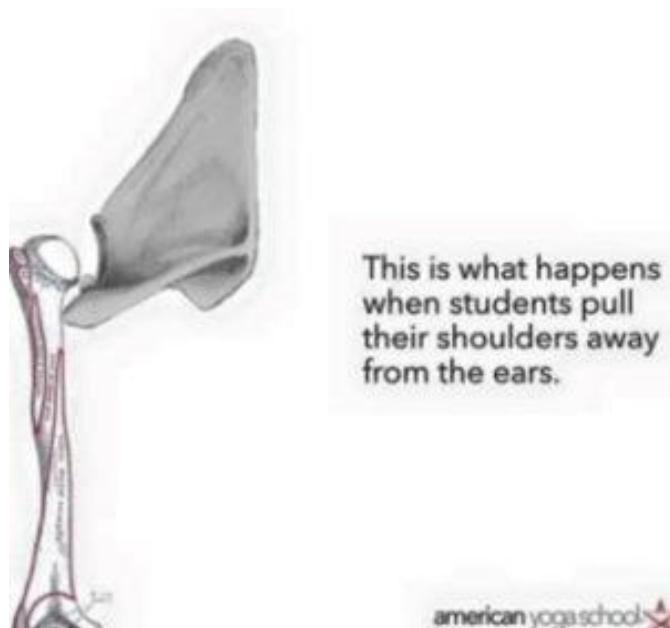
Vzdušná akrobacie je soubor disciplín, kde často za základní pozici můžeme považovat vis za HKK, což je i podmínka nutná k provádění pokročilejších prvků. Vis je základní cvik, který byl v posledních letech znovuobjeven a zažil renesanci, nejspíše vlivem popularity Crossfit tréninků, závodů typu Spartan race a pohybových učitelů jako je Ido Portal a podobných metodik. Má mnoho modifikací.

Jako jedno ze základních dělení se často popisuje vis pasivní a aktivní. V pasivním visu jde o úplné vyvěšení těla, ponecháváme volné ramenní pletence, které se mohou zvednou až k uším. Více cílíme na pasivní komponenty než na svaly, jedná se také o odpočinkovou pozici. V aktivním visu se naopak snažíme o aktivní posturu-stažené lopatky do mírné retrakce a abdukce, aproximované ramenní klouby, lehký tah do zevní rotace HKK-představit si že to za co se držíme chceme rozlomit, ždímat-důležité je zdůraznit že pohyb mají provádět zevní rotátory ramene, ne pouze m. latissimus dorsi.

Chceme dosáhnout centrované pozice ramen ve visu, ne stahovat ramena do přílišné deprese a tím je decentrovat. Šplh a cvičení ve visu a závěsná akrobacie, jakožto nová forma umění převzala mnoho prvků z klasického baletu. V baletu je žádoucí dlouhá pozice krku, ramena

stažená co nejvíce od uší a strany, což vytváří krásnou linii a plynulost pohybu. Tanečníci ovšem nevisí a za HKK se nepřitahují. Ve cvičení ve visu také tuto „nízkou pozici“ používáme, ale nemá to být cíl a návod, jak držet pozici ramen po celou dobu.

Stahování ramen ve všech prvcích za každou cenu je nežádoucí, omezujeme tím pohyb lopatky v rámci skapulohumerálního rytmu, v pohybech přes tělo, když například při lezení chytáme vzdálenější chyt je udržení spodní pozice ramene nežádoucí a takřka nemožné. Mnoho dynamických pohybů se začíná z vyvěšených ramen, kde však současně s začátkem pohybu svalstvo aktivujeme a neponecháváme pasivní vyvěšení. V udržování spodní pozice ramene v celém průběhu cvičení „za každou cenu“ musí být pohyb více prováděn v kloubu humeroskapulárním, je těžší aktivovat svalstvo do fázičkého pohybu, jestliže už je aktivováno posturálně v držení stažených lopatek, a nadměrnou depresí také přiblížíme šlachy rotátorové manžety, zvláště šlachy m. supraspinatus, blíže ke kostěným strukturám akromionu, kde může docházet k utlačování těchto šlach a v dlouhodobém hledisku ke vzniku impigement syndromu (Crane, 2018, Cirquephysio).



Obrázek 30 stahování ramen ve visu za HKK, zdroj- Dr. Jennifer Crane, Cirquephysio.com



Obrázek 31 bez stahování ramen ve visu za HKK, zdroj- Dr. Jennifer Crane, Cirquephysio.com

Současně si přejeme aktivní břišní stěnu ve smyslu „hollow body“ a lehkou retroverzi pánve. Modifikací visu je mnoho a také můžeme využívat přechodů z pasivního do aktivního visu a naopak (zahřívací a uvědomovací cvičení na začátku tréninku) nebo přechody z visu do lokomoce přes horní končetiny, v horizontální pozici dynamické visy, ručkování, houpání na HKK s posunem trupu, soupažné přeskokování, ve vertikále šplh a jeho varianty s/bez využití DKK.

Obecně se ve cvičení snažíme udržet aktivní rotátory ramene a prvky provádět na extendovaných HKK, bez převahy m. biceps brachii a m. latissimus dorsi. Tělo se snažíme v průběhu pohybu držet častěji v pozici „hollow body“ bez zalomení Th/Lp a s tím související nutnosti došvihávat si spodní část trupu a DKK. U silových pohybů je snaha je provádět pomalu a švihové pohyby se zpevněným tělem a kontrolovaně. Více či méně vyjádřená „hollow“ pozice je žádoucí u velkého množství prvků, zejména u kontrolovaných pádů, kde je i důležitá pro prevenci zranění.

Abdominal hollowing je oblíbený manévr v zahraničních studiích, při kterém se sleduje schopnost aktivace TrA. V minulosti se s vtahováním břicha a snaze „natlačit ho k páteři“ hojně pracovalo v pilates. Odůvodňovalo se to studiemi australských autorů o preaktivaci TrA před samotným pohybem a stabilizačním vlivu na páteř. Úmyslná izolovaná aktivace TrA ještě před pohybem sice výrazně zvýší poměr aktivace TrA, ale OI a OE zůstanou víceméně neovlivněni a ve výsledku dochází k ubrání stability páteře. Začalo se proto užívat jiné označení a odlišné provedení cviku- „abdominal bracing“, kde nejde o vtahování umbiliku co nejvíce k bederní páteři ale o kontrakci všech vrstev svalů zároveň, kdy chceme dosáhnout podobného pocitu jako když očekáváme

ránu do břicha. Získáme směrově neurčitou plošnou aktivaci břišní stěny a společnou aktivitu svalů. Pro představu můžeme použít podobu páteře jako stěžně s plachtami-když provádíme pouze abdominal hollowing, bazi si zúžíme a stabilitu snížíme. Naopak aktivací všech svalů při abdominal bracing získáme stabilní širokou základnu (Dionne, 2015, McGill, 2003).



Obrázek 32 hollow body position v supinaci, zdroj Adam Pine, powerlifter and strenght coach, adampine.com

4.4. Sportovní lezení

Lezení je acyklická pohybovou aktivita vyžadující vědomou kontrolu s přesným plánováním následujícího pohybu. Pohyb probíhá v uzavřených kinematických řetězcích. Při lezení je zkombinovaná opěrná a cílená motorika. Zátěž není jednostranná. Pohyb probíhá ve zkříženém kvadrupedálním vzoru se symetrickým zatěžováním celého těla. Při lezení jsou zvýšené nároky na rovnováhu, stabilizaci těla, koordinaci i kondici (Sheel, 2004). Vyskytují se zde komplikované pohyby, vertikální a laterální posuny těla a častý vis pouze za konce prstů a zvedání celého těla v této pozici (Koukoubis, 1995). Zlepšuje se výdrž v posturálně náročných situacích a prostorová orientace a obratnost.



Obrázek 33 ukázka lezení na skalách, foto Filip Krejčí, archiv autorky

Díky rozvoji specializovaného tréninku, velkému vývoji lezení jako sportovní disciplíny v posledních desetiletích a celosvětové dostupnosti se dosáhlo na zdolávání extrémně složitých tras. Elitní lezci mají společnou určitou antropometrickou charakteristiku. Jedná se o nižší vzrůst, nízkou hmotnost, nízký obsah tělesného tuku vyjádřený zejména minimálním obsahem tuku podkožního. Lezci obecně mají vysokou sílu horní poloviny těla v poměru k tělesné hmotnosti. Mají vyšší sílu horní poloviny těla než ostatní populace. Mají vysokou dynamickou i izometrickou svalovou výdrž. Oproti běžné populaci mají silnější HKK a stejně silnou dominantní i nedominantní HK, u běžné populace je zpravidla silnější ruka dominantní (Sheel, 2004). Macdonald a Callender provedli studii, kde porovnávali výdrž jednotlivých svalových skupin u vysoce výkonných lezců věnujících se téměř výhradně boulderingu a aerobně trénujících sportovců.

Oproti aerobně trénujícím sportovcům mají elitní boulderisté zvýšenou kostní denzitu v kostích horní končetiny, zejména humeru. V obou rukách mají o 7 % silnější stisk ruky (handgrip). Samostatná síla prstů rukou je pak vyšší o 25 %. Naopak odolnost k únavě je obdobná u obou testovaných skupin. Trupová výdrž (core endurance) je také stejná. Výdrž ramenního pletence je však u lezců věnujících se boulderingu vyšší o 33 %. Stisk rukou, specifická síla prstů rukou a výdrž ramenního pletence je u lezců věnujících se boulderingu vyšší, ale výdrž abdominálních svalů je u

obou skupin obdobná. Autoři studie si to vysvětlují právě specifickostí boulderu, kde se jedná o silově velmi náročnou činnost, ale v krátkém čase, takže zde není takový prostor k rozvoji aerobní vytrvalosti jako u klasického lezení.

Podstatně zvýšené hodnoty síly úchopu a prstů a v ramenním pletenci napovídají o dočasné značně vysoké schopnosti silové aktivace horních končetin v souhře s trupem, lepší než u lezců, ovšem pouze na relativně kratší dobu (Macdonald, Callender, 2011). Lezení a bouldering jsou na tom v porovnání s jinými sporty a počtem zranění velmi dobře. Dle Schöffla připadá na 1000 hodin lezení v interiéru 0.079 zranění (Schöffl, 1999). Neuhof stanovil 0.2 zranění na 1000 hodin lezení (Neuhof et al., 2011). Další autoři hodnotí riziko od 0.6 do 4.2 na 1000 hodin horolezectví. Schöffl zmínil, že téměř 70 % zranění vzniklých při lezení se týkají horní končetiny a ramene.

Díky velkému posunu v bezpečnosti lezení ubylo traumatických zranění, a díky zvyšující se náročnosti sportu přibyl počet poranění z přetížení, především na HKK (Sheel, 2004).

5. Florbal

5.1. Florbal

Florbal je relativně nový sport, který vznikl před 30 -ti lety a stal se velmi rychle populárním. V zápasu se hraje 3x20 minut na hřišti 40x20m, hraje 5 hráčů v poli a 1 brankář. Po Švédsku a Finsku je Česká republika třetí světovou velmocí se zhruba 39 000 registrovanými hráči a mnoho dalších hrajících rekreačně (údaje z roku 2017).



Obrázek 34 ukázka z florbalového zápasu, zdroj- floorball.org

Je velmi málo studií zkoumající fyziologické a antropometrické rysy florbalistů. Chybí zpracovaná charakteristika hráče, požadavky např. na složení těla, rychlost, obratnost, sílu (Tervo, Nordstom 2017). V akutně vzniklých úrazech ve florbale dominují úrazy DKK. Nejběžnější jsou poranění a výrony nohou, kotníků a kolen. Incidence zranění na 1000 hodin hry je 2,5 u žen a 2,6 u mužů. Z toho je 76 % traumatické etiologie a 24 % vinou přetížení (Tervo, Nordstom 2017). Když se k běžnému tréninku provádí i trénink neuromuskulární (ve smyslu kontroly pohybů a nácviku specifických herních pohybů mimo hru) a kompenzační cvičení (trénink koordinace, rovnováhy, plyometrie, běžecká cvičení, posilování trupu), počet zranění poklesne na 0,65 na 1000 hodin (Pasanen et al, 2008).

V posledních letech se ukázalo, že prevalence LBP není vysoká jen u klasických sportů namáhajících spodní záda jako je cyklistika, veslování nebo tenis, ale právě i týmové sporty jako je

florbal, fotbal a košíková (Tunas, 2015, in Tervo, Nordstom 2017). Nevyhýbá se ani dětským a dorosteneckým kategoriím, prevalence LBP v těchto věkových skupinách vzrůstá a má pozitivní korelaci s LBP v dospívání a dospělosti (Sato et al., 2011). V tradičním florbalovém prostředí, Finsku, Pasanen prováděl studii na 200 florbalistech v mládežnických kategoriích. 64 % hráčů zažilo alespoň 1 epizodu LBP.

LBP se ukázala jako běžný problém ve florbale s prevalencí výskytu 61,9 %, zejména během hrací sezóny. Symptomy se objevují postupně, zpravidla nenabudou závažnosti nutnosti operace nebo zanechání sportovní činnosti. Hrací pozice ukládá velké napětí na spodní záda, je značně specifická a při práci s míčkem je nutný náklon trupu dopředu. Navíc je to sport kontaktní s častými kolizemi a rychlými změnami pohybu spojenými s rotací páteře. Zlepšení core stability a nácvik neutrální pozice zad v tréninku může být nezbytné pro prevenci LBP v tomto sportu (Pasanen, 2015).

PRAKTICKÁ ČÁST

1. Metodika

Měření probíhalo na dvou skupinách probandů. První skupinou byli florbalisté a druhou lezci a sportovci využívající často vis za HKK a visovou lokomoci.

Požadavky na obě skupiny probandů:

1. Všichni probandi jsou praváci, z důvodu co nejpřesnější statistické interpretace dat a zvětšení homogenity vzorku.
2. Aktivní sportovci, kteří mají 3 a více tréninkových jednotek dané pohybové aktivity týdně.
3. V minulosti bez recidivující LBP, bez LBP, která by vyžadovala návštěvu lékaře, medikaci, případně hospitalizaci. Bez aktuální bolesti zad (=bolest zad přesahující týden).
4. Bez velkých operací v oblasti zad a páteře v anamnéze. Zjistili jsme, že laparoskopické operace byli v našem vzorku relativně časté, probandy po operacích slepého střeva a gynekologických zásazích jsme v testovaném vzorku ponechali.
5. Bez většího zranění v oblasti zad a pánve v anamnéze-zejména zlomeniny obratlů, polytraumata
6. Bez systematického neurologického, neuromuskulárního, revmatologického onemocnění (nebo v době měření neodhalené).
7. Ženy nejsou těhotné, nebyli v průběhu posledních dvou let.
8. Aktuálně v dobrém zdravotním stavu bez probíhajícího onemocnění, aktuálně trénující, dostavení k měření min. 1,5 hod. po jídle

1. Florbalisté

Vyžadovali jsme hráče s frekvencí tréninku 3x týdně a více, kteří pravidelně necvičí a neposilují ve visu za HKK a nešplhají.

Všichni florbalisté a florbalistky které se zúčastnili našeho měření hrají na extraligové úrovni. Z dotazníku, který byl součástí měření vyplývá, že florbalisté trénují poměrově méně než lezci. Frekvenci florbalových tréninků udávali v dotazníku většinou 3- 4x týdně, jednou za 14 dní víkendové zápasy.

2. Lezci

Oslovili jsme sportovce z více sportovních disciplín, kde se využívá lokomoce ve visu za HKK s DKK nebo bez, výdrže a posilování ve visu, různé šplhy, obecně aktivity probíhající z velké části ve vertikální ose pohybu.

Našeho měření se zúčastnili jak lezci věnující se lezení na laně i boulderingu, na umělých stěnách i venku na skalách, tak akrobaté věnující se závěsné akrobacii v rámci tzv. novocirkusových disciplín (šály, vertikální lano, visutá hrazda), sportovci praktikující pole dance a street workout. Velká část měřených udala frekvenci tréninků častěji než 3x týdně, určitá část denně.

1.2. Počet probandů

Počet probandů, které jsme staticky zpracovávali byl nakonec nižší než počet naměřených probandů. Několik dobrovolníků neodpovídalo stanoveným podmínkám (leváci, bolesti zad, nápadná břišní diastáza, st. p. větší břišní operaci), několik potvrzených účastníků se nakonec vůbec nedostavilo na žádný termín měření (zapomněli, neměli čas, úraz). Měření probíhalo ve 3 termínech během června 2017 ve FN Motol. Náš konečný vzorek čítal 50 probandů. Poměrové rozložení ideální nebylo, proto jsme u některých testování přistoupili k variantě porovnávat dohromady ženy i muže.

florbalisté- 23	lezci- 27
16 žen	15 žen
7 mužů	12 mužů

Medián věku všech probandů je 24 let a 1 měsíc. Modus je 23 let a 1 měsíc. Aritmetický průměr věku probandů je 25,56.

1.3. Protokol měření

Pro všechny účastníky byl stanoven požadavek dostavit se na měření min. 1,5 hodiny po jídle, aby nebyly zkreslené hodnoty AP rozměrů břišních svalů, které se po nasycení signifikantně mění (Noormohammadpour et al., 2015).

Probandi vyplnili před měřením dotazník, kde ještě znovu potvrdili, že netrpí LBP a jsou to pracovníci, spolu s dalšími základními informacemi jako je věk, výška, váha, jakým sportům, jak dlouho, a jak často se věnují.

Místa měření jsme u všech probandů vyznačili smývatelným fixem na kůži před zahájením měření, aby byla sonda přiložena ve všech pozicích na stejné místo.

Měření probíhalo ve spodním prádle, obsluhu ultrazvuku a snímkování prováděl zkušený sonografista.

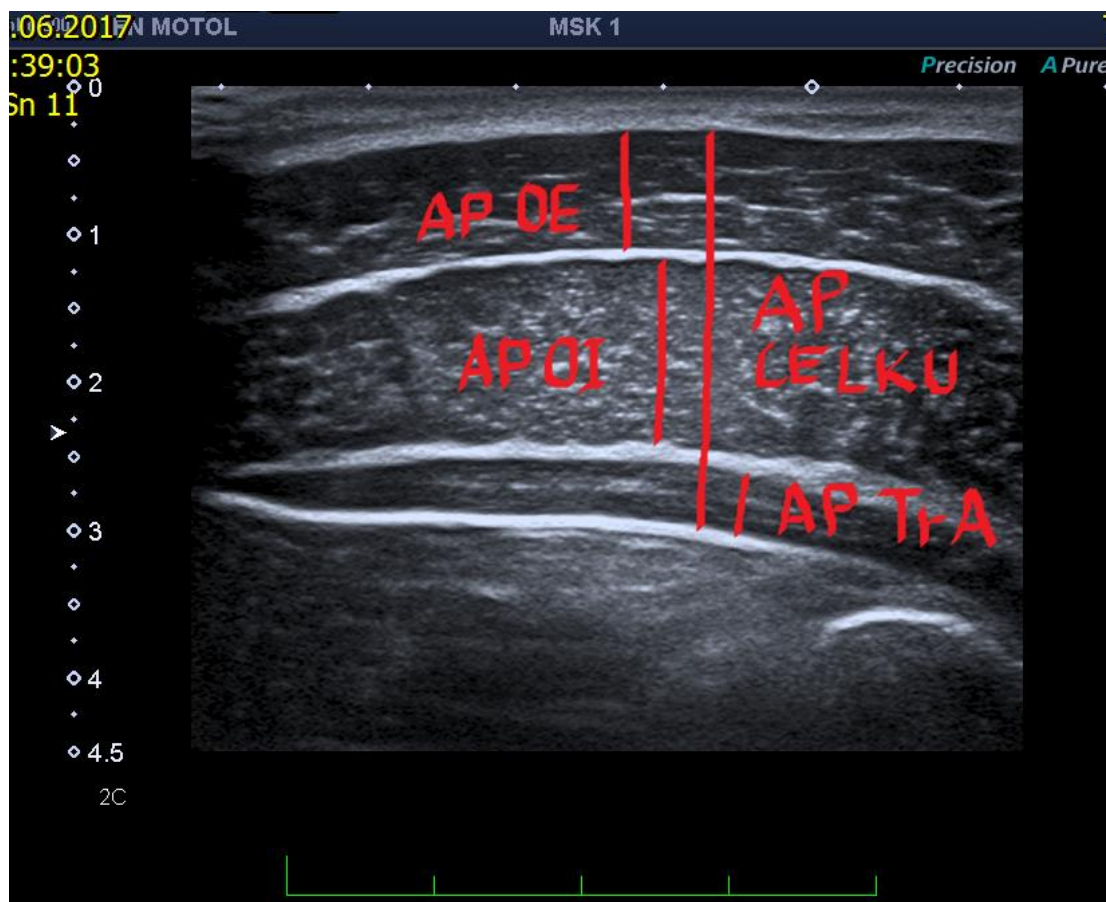
Snímky jsme upravovali v Motolském softwaru X-Vision. Používali jsme medicínský formát snímků. Snímky jsme použili pro účely diplomové práce s vědomím prof. MUDr. Miroslava Ročka, CSc.

1.4. Parametry ultrazvuku

Měřili jsme pomocí ultrazvuku rozměry laterálních břišních svalů a multifidu. Pro všechna měření se používala lineární sonda a typ zobrazování B-mode. Velikost hlavice 5 cm, frekvence 10 MHz pro břišní svalstvo a 8 MHz pro zádové.

1.5. Břišní svalstvo

Měřili jsme anteroposteriorní (předozaďní) rozměry (AP), čili „tloušťku“ svalů, což je parametr, který se u ultrazvukového měření u břišních svalů používá z důvodu jejich velké plochy a tvaru, kdy je podobná tloušťka ve všech místech svalu. Měřili jsme AP rozměr následujících svalů- m. obliquus externus (OE), m. obliquus internus (OI), m. transversus abdominis (TrA) a AP rozměr celé vrstvy (OE+OI+TrA). Jednotlivé svaly jsme měřili bez vnější fascie. Celou vrstvu jsme měřili bez vnějších fascií OE a TrA, ale s fasciemi mezi OE a OI a OI a TrA. Tyto fascie jsou individuálně různě silné a šířka se významně liší i v průběhu svalu. Rozměr celé vrstvy jsme měřili v nejširším místě co nejvíce kolmo. Rozměry jednotlivých svalů jsme měřili v jejich nejširších místech, opět co nejvíce kolmo. Celkový rozměr se tedy nemusí rovnat prostému součtu jednotlivých svalů, protože se mohl měřit v jiném místě. Rozměry jsme získali s přesností na milimetry. Pozice sondy byla kolmo k tělu ve frontální rovině, v polovině mezi 12. žebrem a crista iliaca v mid-axillary line anteromediálně od umbilicu, paralelně s průběhem m. TrA, kde jsou fascie břišních svalů uloženy paralelně nad sebou.

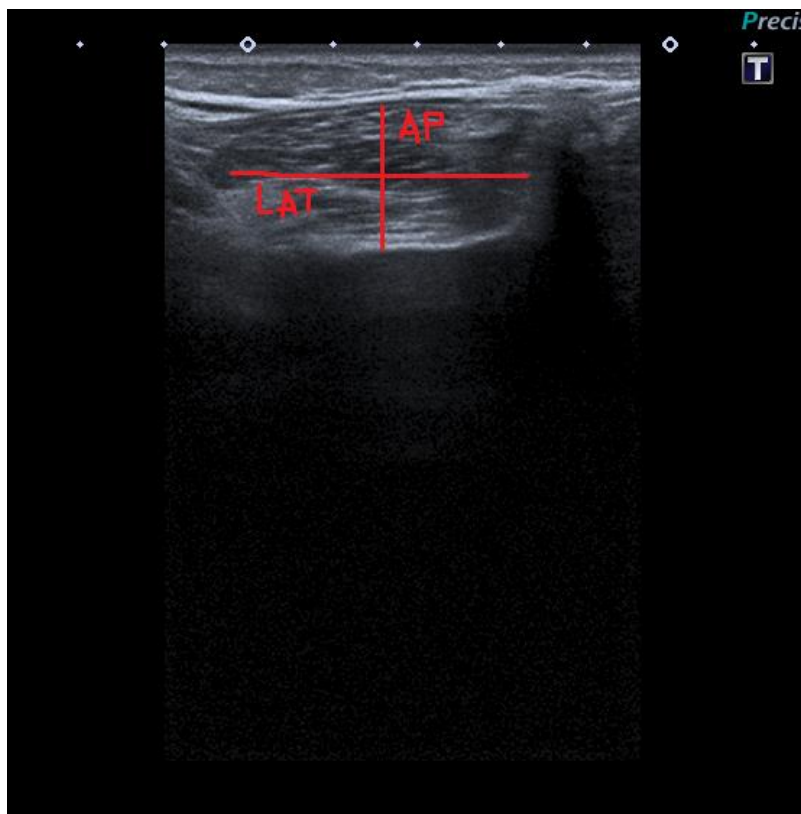


Obrázek 35 schematická ukázka měření AP rozměrů břišních svalů

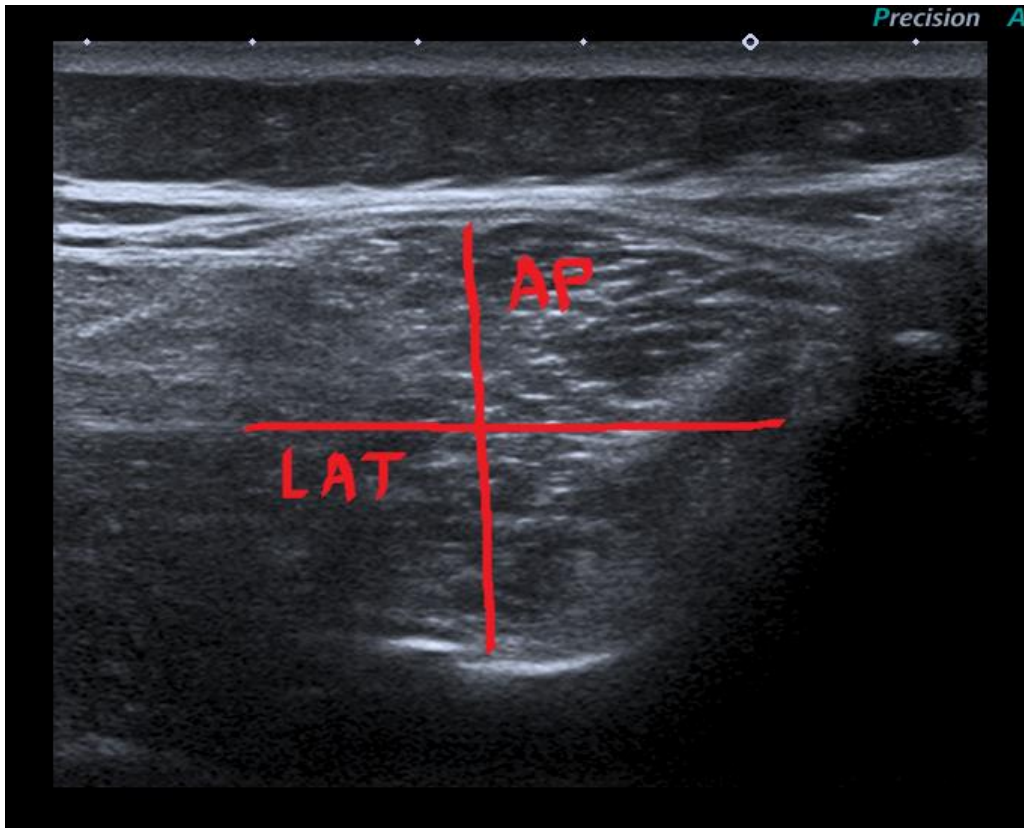
1.6. Zádové svalstvo

U zad jsme měřili pouze m. multifidus. M. multifidus je tvarově a pozičně odlišný od břišních svalů, proto se při měření popisuje jiným parametrem. Nejčastěji užívaným je cross-section area (CSA), která se nejlépe stanovuje přímo při měření na UZ přístroji, kdy se spočítá plocha označeného svalu/útvary. Náš design výzkumu však toto neumožňoval, proto jsme stanovovali přibližné CSA násobkem dvou na sebe kolmých největších rozměrů svalu., což je v odborné literatuře také považováno za validní metodu pro výpočet CSA $CSA = AP \times Lat$ (Hodges, 2006, Rankinová, 2007). Kombinované měření lineárních hodnot (APxLat) měly vysokou korelaci s CSA v úrovni L4 a L5 ve třech studiích (Stokesová et al 2005, Hides et al 1992, Hides et al 1994). Změřili jsme AP rozměr v nejširším místě a laterální (Lat) rozměr v nejširším místě a tyto dvě hodnoty vynásobily (nejtlustší místo x nejširší místo = přibližná CSA daného svalu). Rozměry jsme počítali na milimetry. Pozice sondy byla kolmo k tělu ve frontální rovině, nalézt processus spinosus obratle L4 a posunout sondu

laterálně na facetový kloub L4/L5, tak aby byla na snímku vidět hyperechogenní lamina obratle.

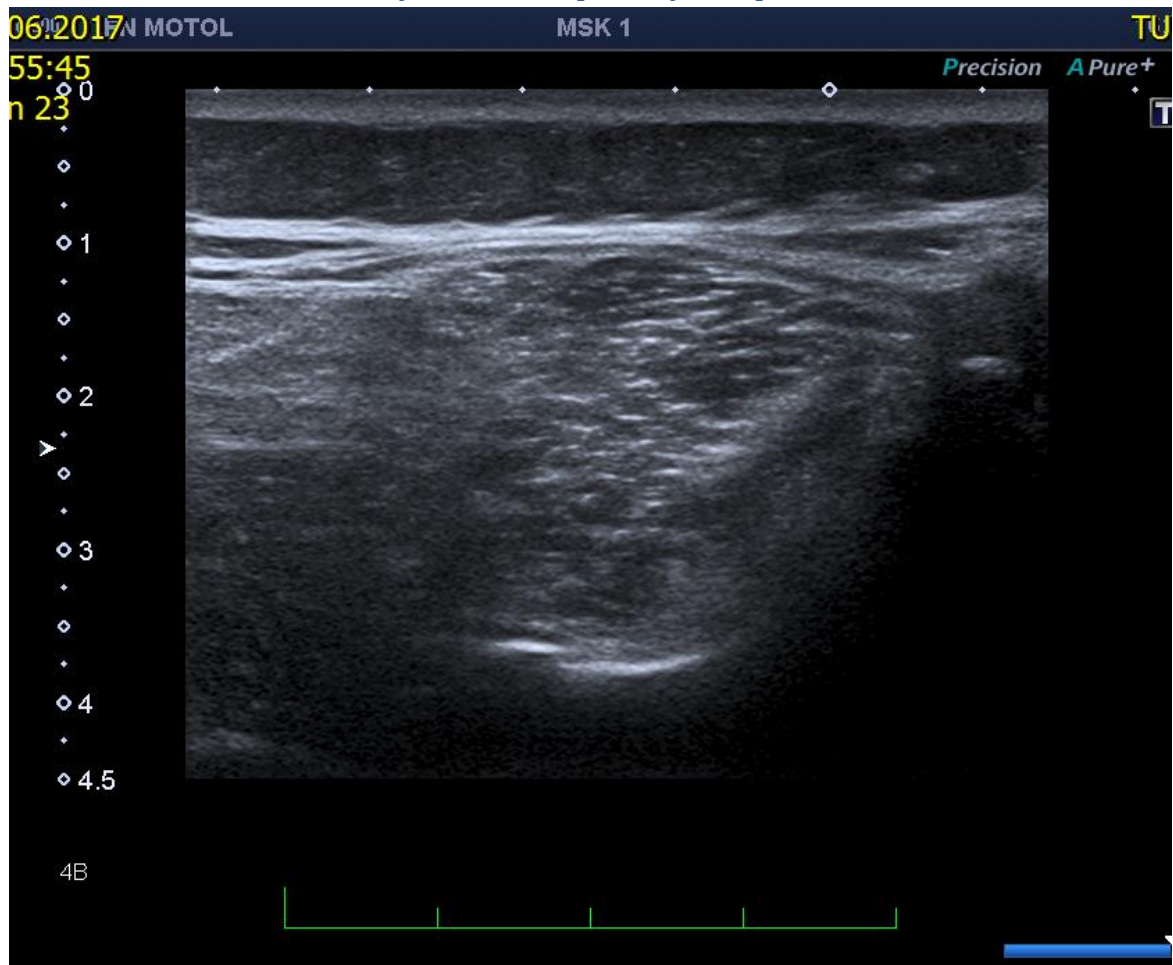


Obrázek 36 schematické znázornění vypočítání CSA multifidu

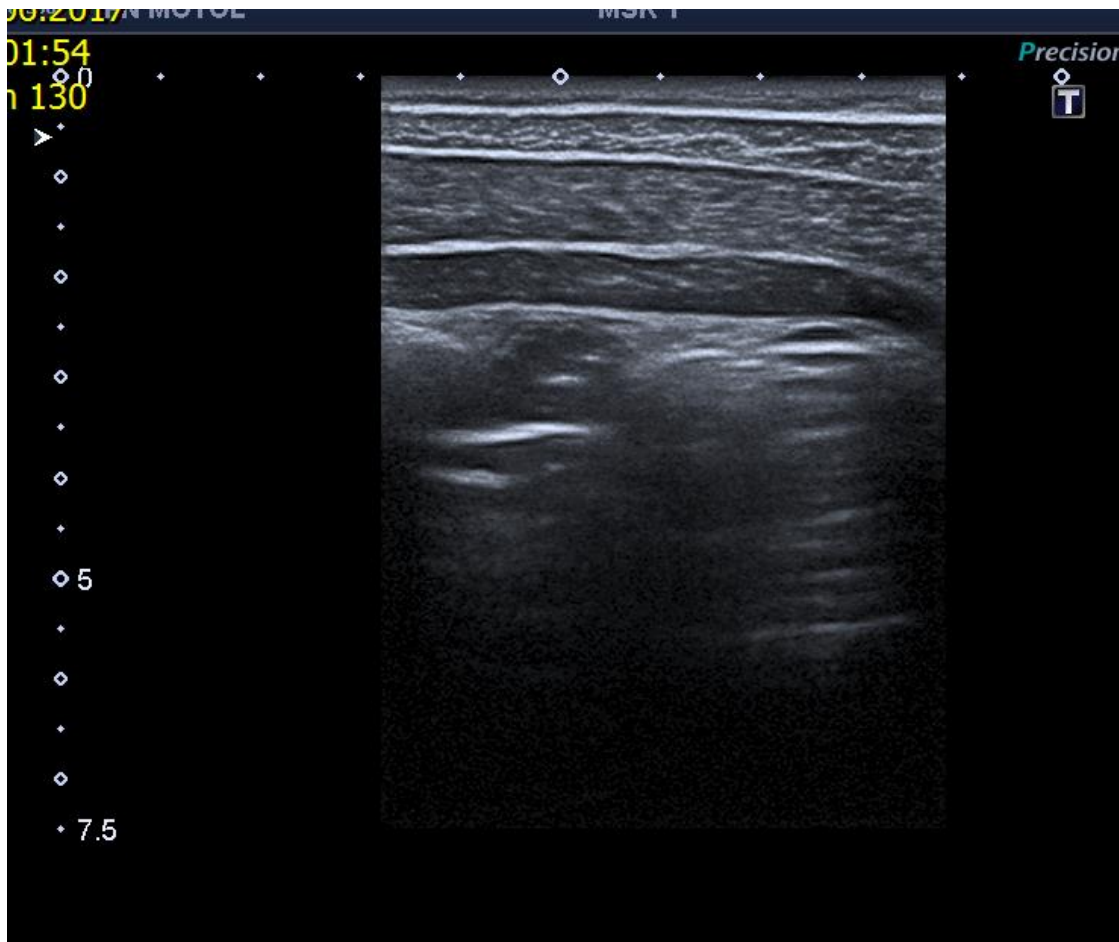


Obrázek 37 schematické znázornění vypočítání CSA multifidu

1.7. Ukázka ultrazvukových snímků použitých v práci



Obrázek 38 ukázka UZ snímku m. multifidus



Obrázek 39 ukázka UZ snímku břišních svalů

1.8. Měřené pozice

Měřili jsme celkem 7 pozic označených písmeny A-G.

A-volný leh na zádech-AP rozměry OE, OI, TrA, OE+OI+TrA dohromady

B-volný leh na břiše-Lat x AP rozměry MF (CSA)

Pozice A a B jsou stejné-klidný leh, v lehu na zádech měříme břišní rozměry, v lehu na břiše záda

C-klek na 4 s nadlehčenýma kolenama-AP rozměry OE, OI, TrA, OE+OI+TrA dohromady

D-klek na 4 s nadlehčenýma kolenama-Lat x AP rozměry MF (CSA)

Pozice C a D je stejná-pouze v C měříme břišní svaly a v D multifidus

E-vis za HKK s lehkou podporou DKK-AP rozměry OE, OI, TrA, OE+OI+TrA dohromady

F-vis za HKK s lehkou podporou DKK-Lat x AP rozměry MF (CSA)

Pozice E a F je stejná, opět jsme jen v E zepředu měřili břicho a v F zezadu multifidus

G-vis za HKK bez podpory DKK-AP rozměry OE, OI, TrA, OE+OI+TrA dohromady

Pozici G jsme měřili pouze menší vzorek 20 probandů, a to pouze břišní svaly

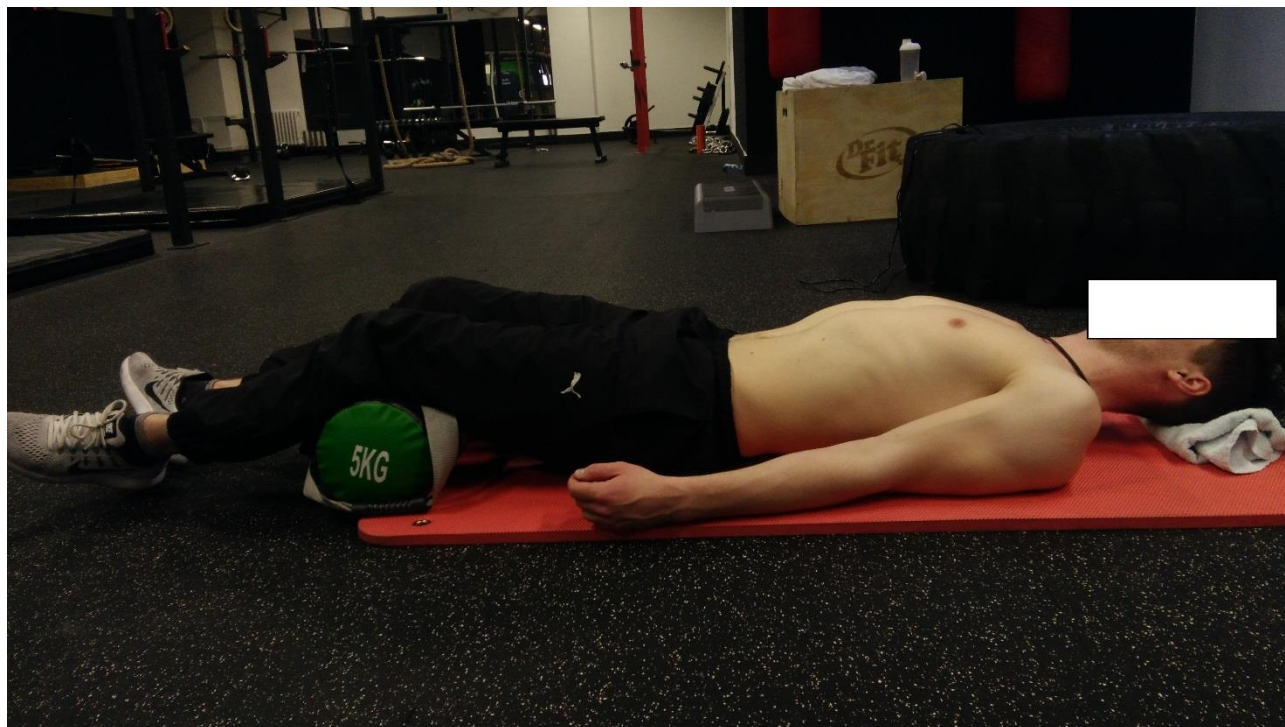
Trakční pozice jsou visové, a synonymem pro kompresní pozici je klek na 4 (s odlehčenými koleny) a vzpor klečmo s pozvedem kolen. Synonymem pro klidovou pozici je pozice v lehu.

břicho- OE, OI, TrA	záda- MF
A- lež na zádech	B- lež na břiše
C- klek na 4, nadlehčená kolena	D- klek na 4, nadlehčená kolena
E- vis za HKK, lehká opora o DKK	F- vis za HKK, lehká opora o DKK
G- vis za HKK bez podpory DKK	

A-lež na zádech-AP rozměry OE, OI, TrA, OE+OI+TrA dohromady

Lež v supinaci, hlava podložená, ruce volně podél těla, DKK podložené podkoleny do 30st. flexe, měření v klidném výdechu.

Pozice sondy- kolmo k tělu ve frontální rovině, v polovině mezi 12. žebrem a crista iliaca v mid-axillary line anteromediálně od umbilicu, paralelně s průběhem m. TrA, kde jsou fascie břišních svalů uloženy paralelně nad sebou.

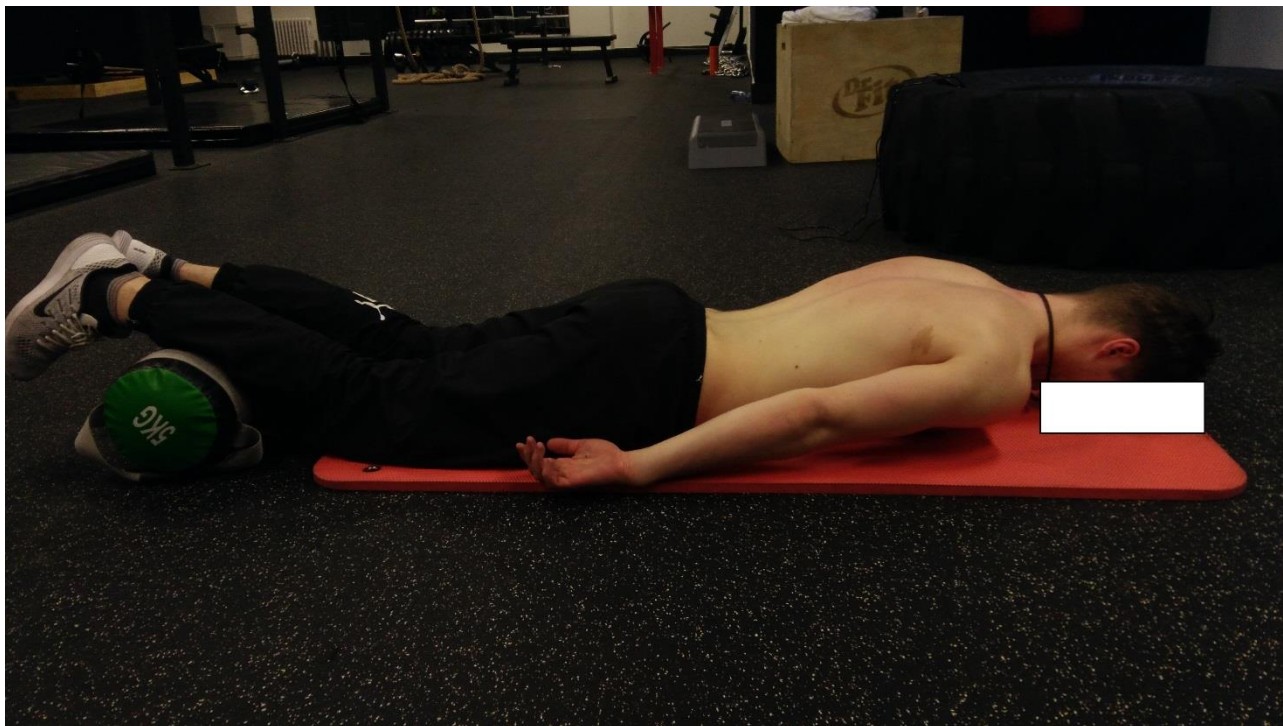


Obrázek 40 pozice A-lež na zádech, snímkování břišního svalstva

B-leh na břicho-Lat x AP rozměry MF (CSA)

Leh v pronaci, lehké podložené pánve pro vyrovnání bederní lordózy, podložené holeně do cca 35st. flexe v kolenních kloubech, měření v klidném výdechu.

Pozice sondy-kolmo k tělu ve frontální rovině, nalézt processus spinosus obratle L4 a posunout sondu laterálně na fasetový kloub L4/L5, tak aby byla na snímku vidět hyperechogenní lamina obratle.



Obrázek 41 pozice B-snímkování bederního multifiddu

C-klek na 4 s nadlehčenými kolenama-AP rozměry OE, OI, TrA, OE+OI+TrA dohromady

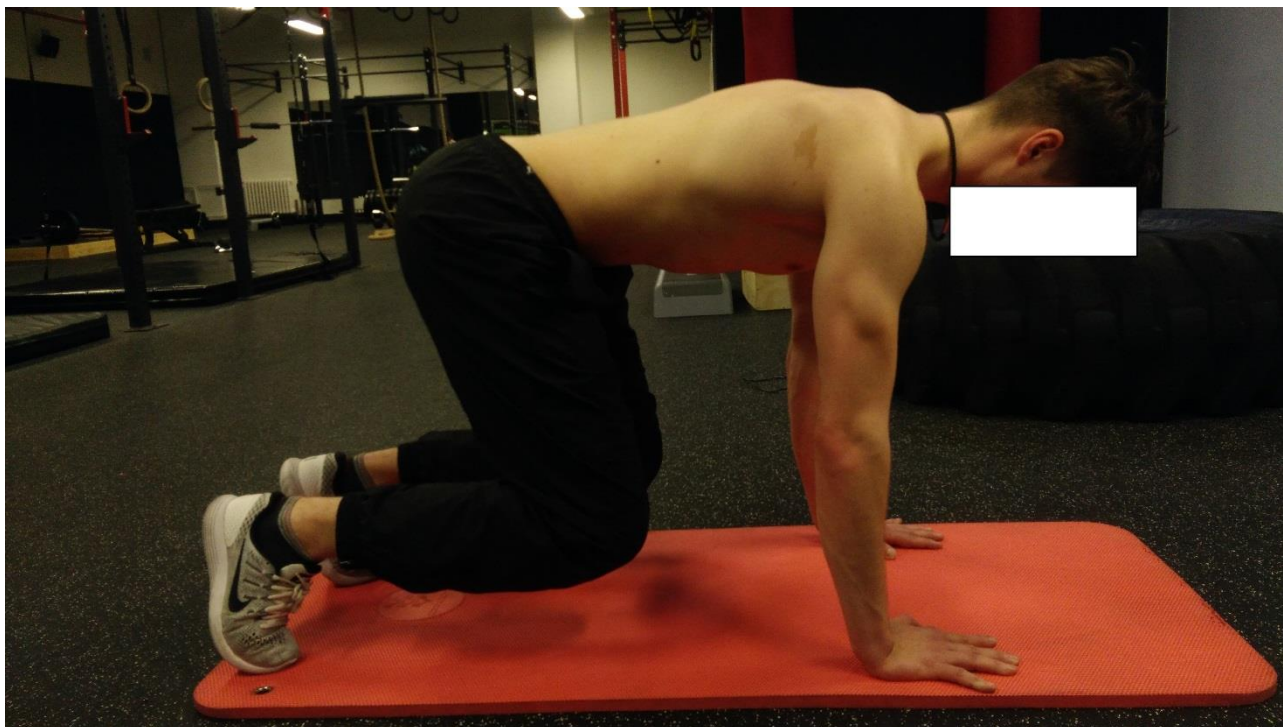
Klek na dlaních a na špičkách chodidel, kolena nadzvednutá několik cm nad zem, pánev výš než hlava, napřímení trupu, hlava v protažení trupu, pocit „vytažení za temenem a za kostrčí“, lopatky centrované postavení, ale pokyn „spíše tlačit od uší a do šířky“, měření ve výdechu

Pozice sondy stejná jako v pozici A.

D-klek na 4 s nadlehčenými kolenama-Lat x AP rozměry MF (CSA)

Klek na dlaních a na špičkách chodidel, kolena nadzvednutá několik cm nad zem, pánev výš než hlava, napřímení trupu, hlava v protažení trupu, pocit „vytažení za temenem a za kostrčí“, lopatky centrované postavení, ale pokyn „spíše tlačit od uší a do šířky“, měření ve výdechu

Pozice sondy stejná jako v pozici B.



Obrázek 42 klek na 4 s nadzvednutím kolen-snímkování břišních svalů i multifidu

E-vis za HKK s lehkou podporou DKK-AP rozměry OE, OI, TrA, OE+OI+TrA dohromady

Vis za HKK nadhmatem, palec v opozici, extendované HKK, lopatky pokyn “od uší a do šířky, jako by jste chtěli rozlomit hrazdu do stran” hrudník nad pánví, DKK trojflexe, lehká podpora o chodidla- proband nadržuje svou celou váhu. Měření ve výdechu.

Pozice sondy stejná jako v pozici A.

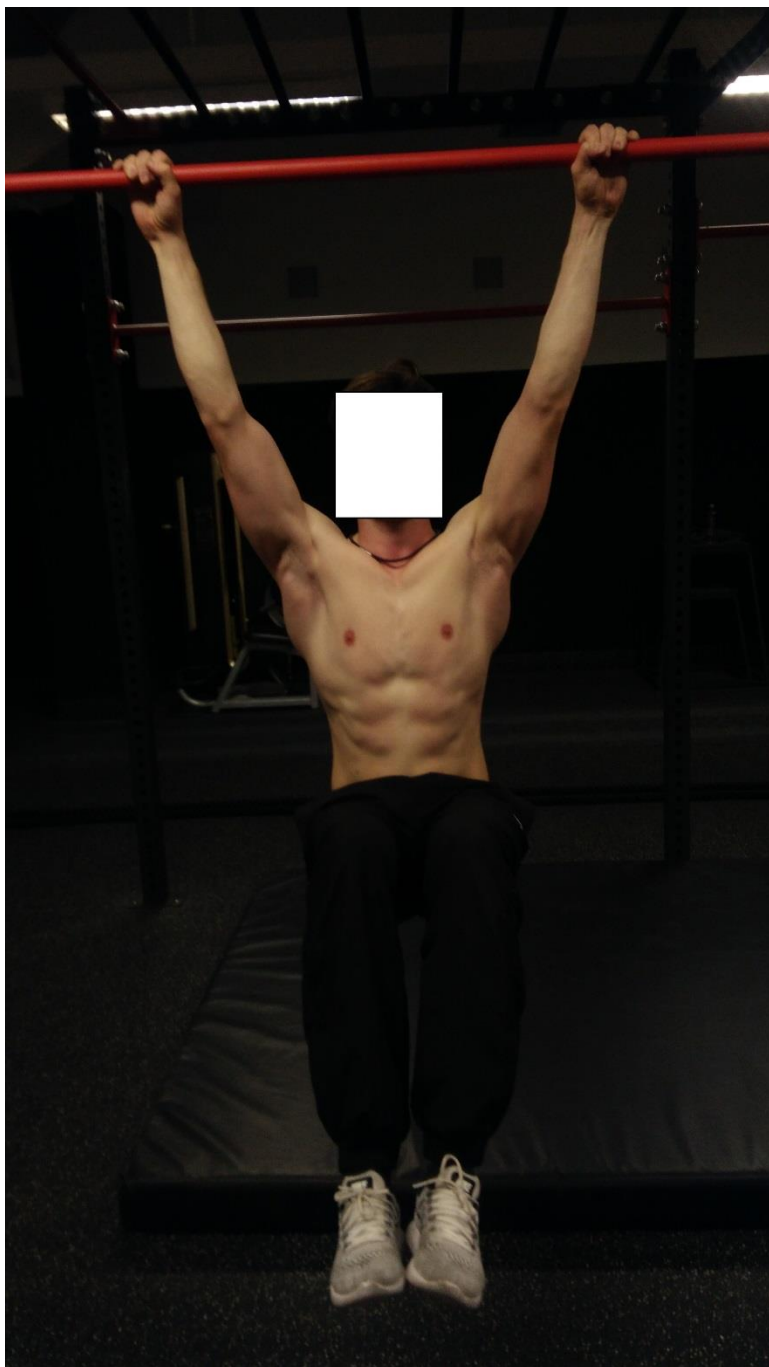
F-vis za HKK s lehkou podporou DKK-Lat x AP rozměry MF (CSA)

Vis za HKK nadhmatem, palec v opozici, extendované HKK, lopatky pokyn “od uší a do šířky, jako by jste chtěli rozlomit hrazdu do stran” hrudník nad pánví-trup v neutrální pozici, pánev bez antevertze, DKK trojflexe, lehká podpora o chodidla- proband nadržuje svou celou váhu. Měření ve výdechu.

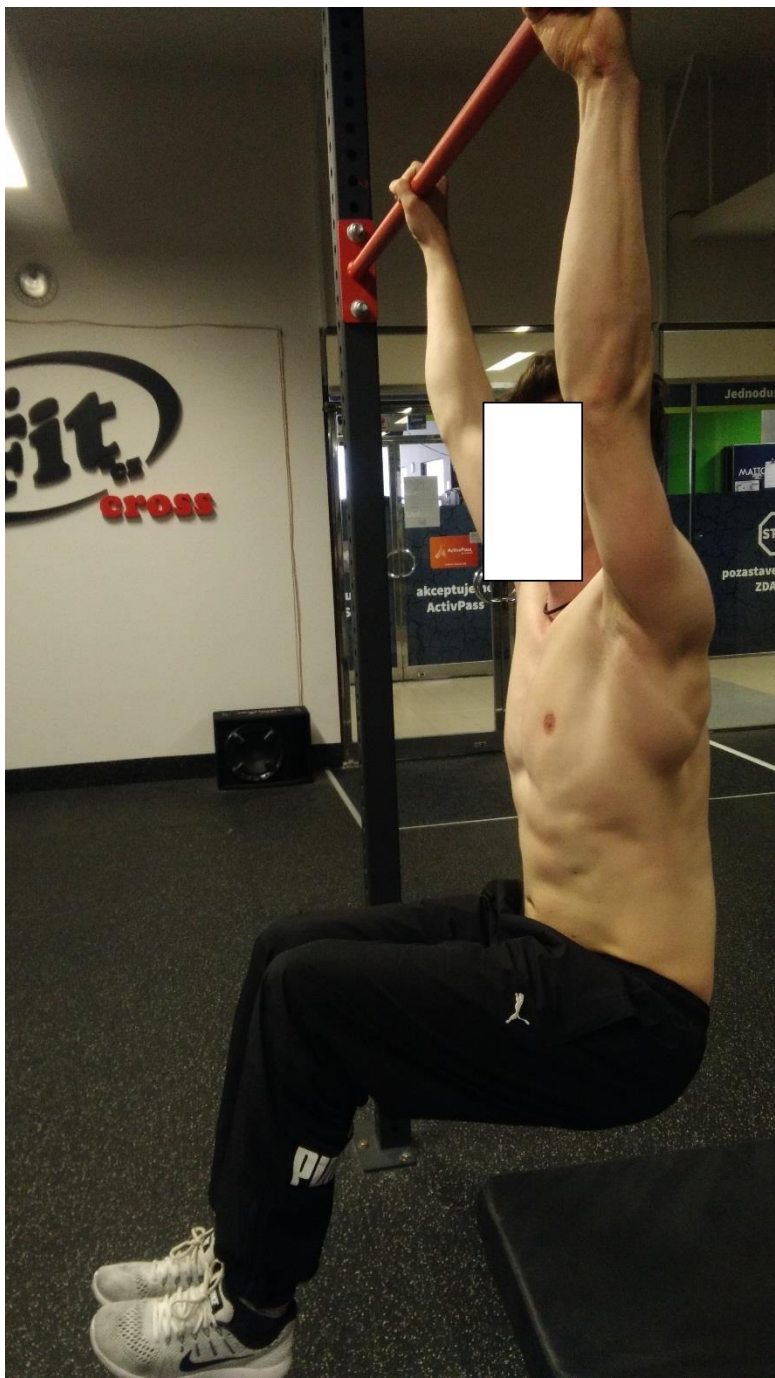
Pozice sondy stejná jako v pozici B.

G-vis za HKK bez podpory DKK-AP rozměry OE, OI, TrA, OE+OI+TrA dohromady

Vis za HKK nadhmatem, palec v opozici, extendované HKK, lopatky pokyn “od uší a do šířky, jako by jste chtěli rozlomit hrazdu do stran” hrudník nad pánví- trup v neutrální pozici, pánev bez antevertze, DKK trojflexe, proband drží celou svou váhu. Měření ve výdechu.



Obrázek 43 vis za HKK bez podpory DKK



Obrázek 44 volný vis za HKK-pozice z boku

1.9. Vědecké otázky

1. U obou skupin sportovců bude rozdíl mezi trakčním a visovým zatížením- ve visu se více zaktivují hlouběji uložené svaly, v pozici na čtyřech povrchové
2. V klidové pozici budou rozměry testovaných svalů nejnižší.
3. Zapojení svalů bude odlišné ve visu s podporou DKK a u volného visu.
4. Pro lezce bude jednodušší vis- nedojde k takovému nárůstu rozměrů svalstva jako u florbalistů, pro florbalisty bude jednodušší komprese

2.1. Postup zpracování výsledků, statistické metody

Ve třech měřeních jsme postupně změřili 50 probandů, snímky byly uloženy v Motolském systému pro uchovávání materiálů ze zobrazovacích metod. Všechny snímky jsme si odnesli na CD nosiči, kde jsme měli software X-Vision který nám umožnil dále se snímky pracovat offline. V případě břišních svalů jsme měřili jednotlivé AP rozměry a nejširší místo celku co nejvíce kolmo, bez vnějších fascií. U svalů zad jsme vynásobili největší AP a nejširší Lat rozměr, které na sebe byly kolmé, a získali jsme přibližnou CSA svalu. Manuálně jsme umístili na danou oblast kaliper a číselné hodnoty se poté u dané vzdálenosti změřili automaticky s přesností na milimetry. Hodnoty jsme zanášeli do excelové tabulky.

Statistické testování jsme prováděli v programu IBM SPSS. Jednodušší operace jsme prováděli v Ms Office Excel.

Ze statistických metod jsme použili popisné statistiky, dvouvýběrové nepárové T-testy, dvoufaktorovou ANOVU, a ke grafickému znázornění numerických dat jsme vytvořili boxploty. Popisná (deskriptivní) statistika zjišťuje a sumarizuje informace, zpracovává je ve formě grafů a tabulek a vypočítává jejich číselné charakteristiky jako průměr, rozptyl, percentily apod.

V deskriptivní statistice je boxplot neboli krabicový graf či diagram jeden ze způsobů grafické vizualizace numerických dat pomocí jejich kvartilů. Kvartily jsou hodnoty, které dělí soubor na čtyři části, z nichž každá obsahuje 25 % jednotek, a značíme je 25 %, 50 % (medián), 75 %. V grafu je poté kvartilové rozpětí značeno jako modrý obdélník, který je shora omezen 3.kvartilem a zespodu 1.kvartilem a mezi nimi je linkou vyznačený medián. Odlehlá pozorování mimo graf jsou označena o nebo *.

T-test je nejčastěji užívaným parametrickým testem který se používá k testování rozdílu dvou středních hodnot μ . Nepárový t-test porovnává data tvořená dvěma nezávislými výběry, pocházejících od dvou různých skupin jedinců. Testuje se nulová hypotéza- $H_0: \mu_1 = \mu_2$. Výpočet testů vychází z odhadu parametrů obou srovnávaných populací, tj. aritmetického průměru a výběrového rozptylu obou testovaných skupin (<https://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Teorie/Predn3/ttest.htm>).

Hypotézy jsme ověřovali podle p-hodnoty. P-hodnota je nejmenší hladina, na které zamítáme platnost hypotézy. Jestliže je p-hodnota větší než hladina významnosti α (chyba α), nulovou hypotézu H_0 nemůžeme zamítnout a tedy předpokládáme, že platí. Symbolicky lze psát že $p > 0,05$ („statisticky nevýznamný rozdíl“). Hladiny významnosti stanovujeme v procentech 1 %, 5 %, 10 %. V této práci jsme jako signifikantní brali hladinu významnosti $p < 0,05$ „statisticky významný rozdíl“ nebo $p < 0,01$ „statisticky vysoce významný rozdíl“.

Dvoufaktorová ANOVA je analýza rozptylu, která zkoumá vztah mezi vysvětlovanými a vysvětlujícími proměnnými. Proměnné se označují jako faktory, dvoufaktorová pracuje s hodnotami 2 různých faktorů a jejich vlivem na vysvětlovanou proměnnou.

2. Výsledky

2.2. Popisné statistiky

Uvádíme AP rozměry břišních svalů (OE, OI, TrA, celek) v klidu v leže (A), výdrž na čtyřech (C), vis s lehkou podporou DKK (E) a vis bez podpory DKK (G). Pozice A, C, E je dělaná na 50-ti probandech (27 lezců a 23 florbalistů). Pozice G je dělaná na menším počtu probandů (20) a v méně vyrovnaných souborech (8 florbalistů a 12 lezců). Čísla jsou zaokrouhlená na dvě desetinná čísla. První číslo jsou centimetry, za desetinnou čárkou desetiny milimetru.

U všech pozic je vzorec tloušťky jednotlivých svalů u lezců i florbalistů stejný. Nejnížší je vždy AP rozměr TrA, silnější je OE a nejsilnější absolutní rozměr má vždy OI.

$$\text{TrA} < \text{OE} < \text{OI}$$

	A-leh	B-klek na 4	E-vis s DKK	G-volný vis
florbal OE	↑ (0,68)	↑↑↑ (0,96)	↑↑ (0,84)	↑↑↑↑ (1,04)
lezci OE	↑ (0,66)	↑↑↑ (0,92)	↑↑ (0,87)	↑↑↑↑ (1,03)
florbal OI	↑ (0,91)	↑↑ (1,21)	↑↑↑ (1,22)	↑↑↑↑ (1,29)
lezci OI	↑ (0,90)	↑↑↑↑ (1,30)	↑↑↑ (1,23)	↑↑ (1,19)
florbal TrA	↑↑ (0,45)	↑↑↑ (0,47)	↑↑↑↑ (0,48)	↑ (0,43)
lezci TrA	↑ (0,38)	↑↑↑ (0,45)	↑↑↑ (0,45)	↑↑ (0,43)
florbal vše	↑ (2,15)	↑↑↑ (2,75)	↑↑ (2,59)	↑↑↑↑ (2,84)
lezci vše	↑ (2,05)	↑↑↑↑ (2,80)	↑↑ (2,67)	↑↑↑ (2,72)

Tabulka zobrazující AP rozměry v jednotlivých pozicích, muži i ženy dohromady, šipky označují největší (↑↑↑↑) a nejnížší (↑) hodnotu dané skupiny

Popis-v tabulce jsou znázorněny průměrné AP rozměry svalů v dané pozici u dané skupiny sportovců. Rozměry jsou v desetínách milimetru. Hodnoty jsou dohromady pro muže a ženy. Počet šipek označuje, kdy je daný sval u dané skupiny sportovců ze všech měřených skupin nejmohutnější. 4 šipky označují největší až k 1 šipce pro nejnížší hodnotu. Shodně barevně jsou označeny vždy obě skupiny sportovců a rozměry stejného svalu. Takže u m. OI například vidíme, že u florbalistů je nejsilnější v pozici G, následovaný E, potom C a nejmenší rozměr má v pozici A. U lezců je nejsilnější v pozici C, následováno E, v závěsu G, a poslední nejnížší v A.

2.3. Výsledky měření břišních svalů

U všech pozic je vzorec tloušťky jednotlivých svalů u lezců i florbalistů stejný. Nejnížší je vždy AP rozměr TrA, silnější je OE a nejsilnější absolutní rozměr má vždy OI.

Téměř ve všech případech byly klidové hodnoty v lehu nižší než pozice zátěžové. Vyjímkou je AP rozměr m. TrA u florbalistů, který je nejnižší ve volném visu. Ve všech ostatních případech jsou klidové hodnoty nejnižší.

Pro m. OE jsou výsledky shodné pro lezce i florbalisty-nejnížší hodnota je u visu s podporou DKK (u florbalistů 0,84, u lezců 0,87), vyšší je u komprese (u florbalistů 0,96, u lezců 0,92) a nejvyšší u volného visu (u florbalistů 1,04, u lezců 1,03).

Pro m. OI jsou výsledky odlišné pro lezce a florbalisty. Lezci mají nejnižší hodnotu ve volném visu (1,19), vyšší ve visu s podporou DKK (1,23) a nejvyšší v kompresi (1,30). Florbalisté mají naopak nejnižší v kompresi (1,21), shodně vyšší ve visu s podporou DKK (1,22) a nejvyšší ve volném visu (1,29). Výsledky jsou tedy pro lezce a florbalisty opačné.

Pro m. TrA jsou výsledky shodné pro lezce i florbalisty-nejnížší hodnota je u volného visu (u florbalistů 0,43, což je nižší než klidová hodnota 0,45, u lezců 0,43), vyšší je u komprese (u florbalistů 0,47, u lezců 0,45), a nejvyšší u visu s podporou DKK (u florbalistů 0,48, u lezců 0,45).

Pro celou svalovou vrstvu jsou výsledky odlišné pro lezce a florbalisty. Lezci mají nejnižší hodnotu ve visu s podporou DKK (2,67), vyšší ve volném visu (2,72) a nejvyšší v kompresi (2,80). Florbalisté mají shodně nejnižší ve visu s podporou DKK (2,59), vyšší v kompresi (2,75) a nejvyšší ve volném visu (2,84).

Ve stejných pozicích je mezi florbalisty a lezci několik signifikantních rozdílů.

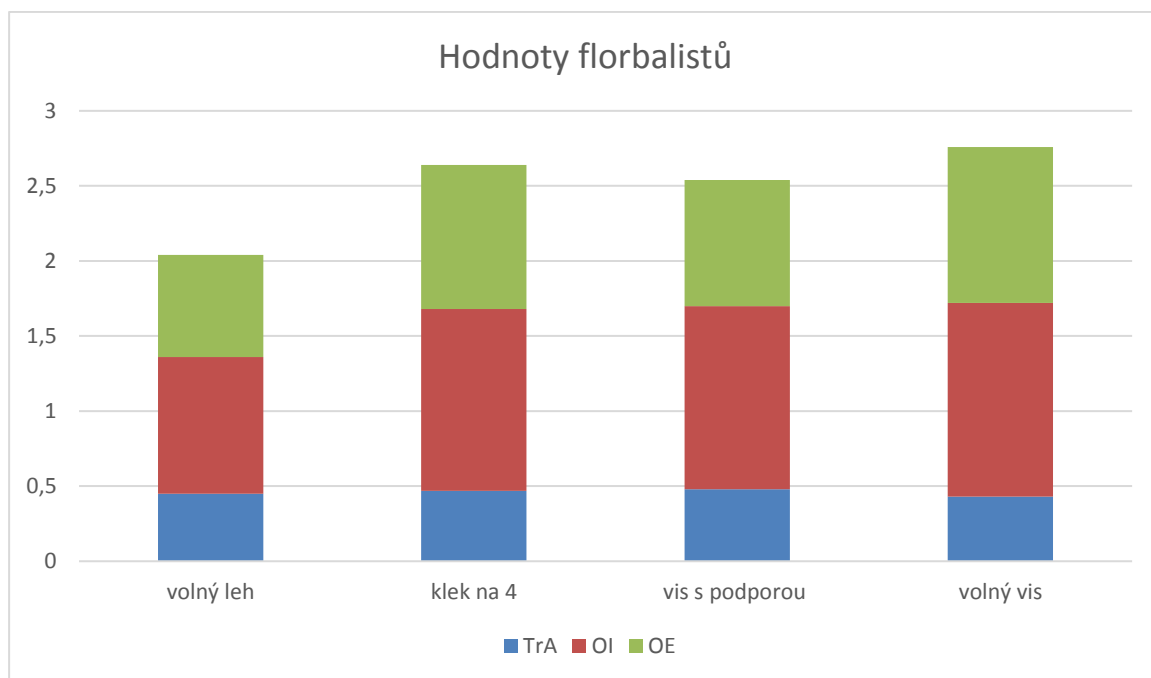
V klidové pozici mají florbalisté signifikantně větší AP rozměr m. TrA než lezci. U mužů v pozici A je u m. TrA rozdíl na 1 % hladině významnosti, $p = 0,001$. Průměrná hodnota AP rozměru m. TrA u florbalistů je 0,50 a u lezců 0,38.

V klidové pozici mají florbalisté signifikantně větší AP rozměr břišní stěny než lezci. U mužů v pozici A je u celkového AP rozměru břišní stěny rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,002$. Průměrná hodnota AP rozměru břišní stěny u florbalistů je 2,49 a u lezců 2,16.

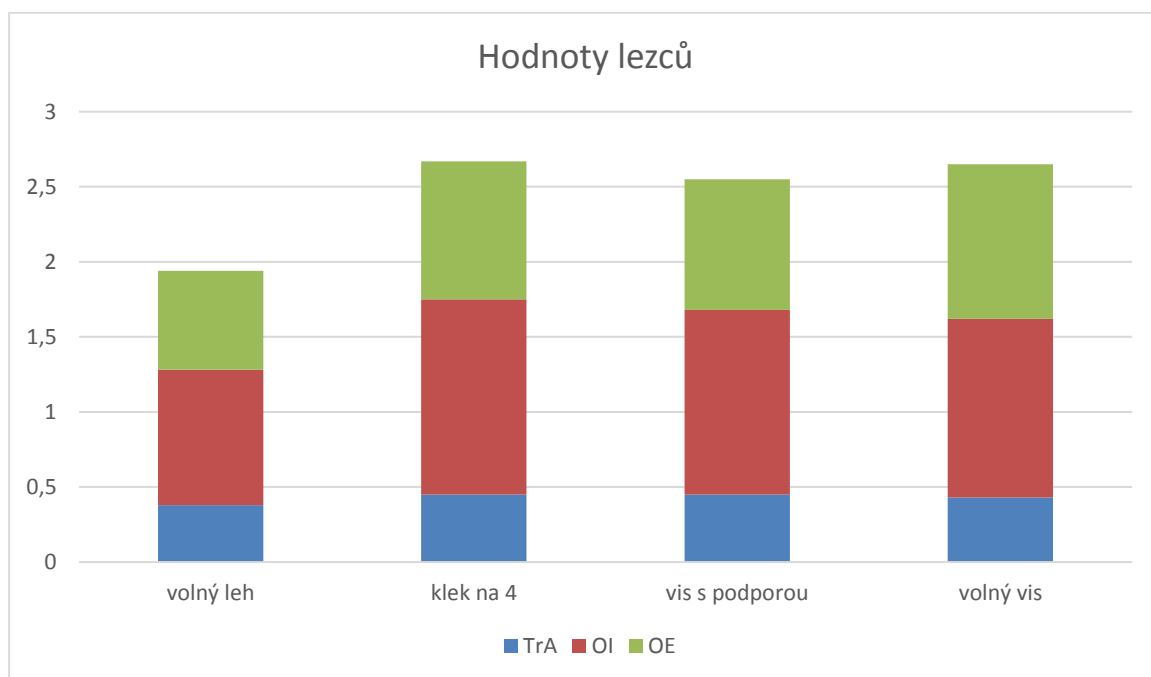
U mužů v pozici C je u TrA rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,045$.

V pozici na 4 mají florbalisté podle t-testu signifikantně větší AP rozměr m. TrA než lezci. U mužů v pozici C je u m. TrA rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,045$. Průměrná hodnota AP rozměru m. TrA u florbalistů je 0,53 a u lezců 0,43.

V pozici na 4 mají lezkyně podle t-testu signifikantně větší AP rozměr m. OE než florbalistky. U žen v pozici C je u m. OE rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,020$.



Obrázek 45 graf AP rozměrů břišních svalů florbalistů v jednotlivých pozicích



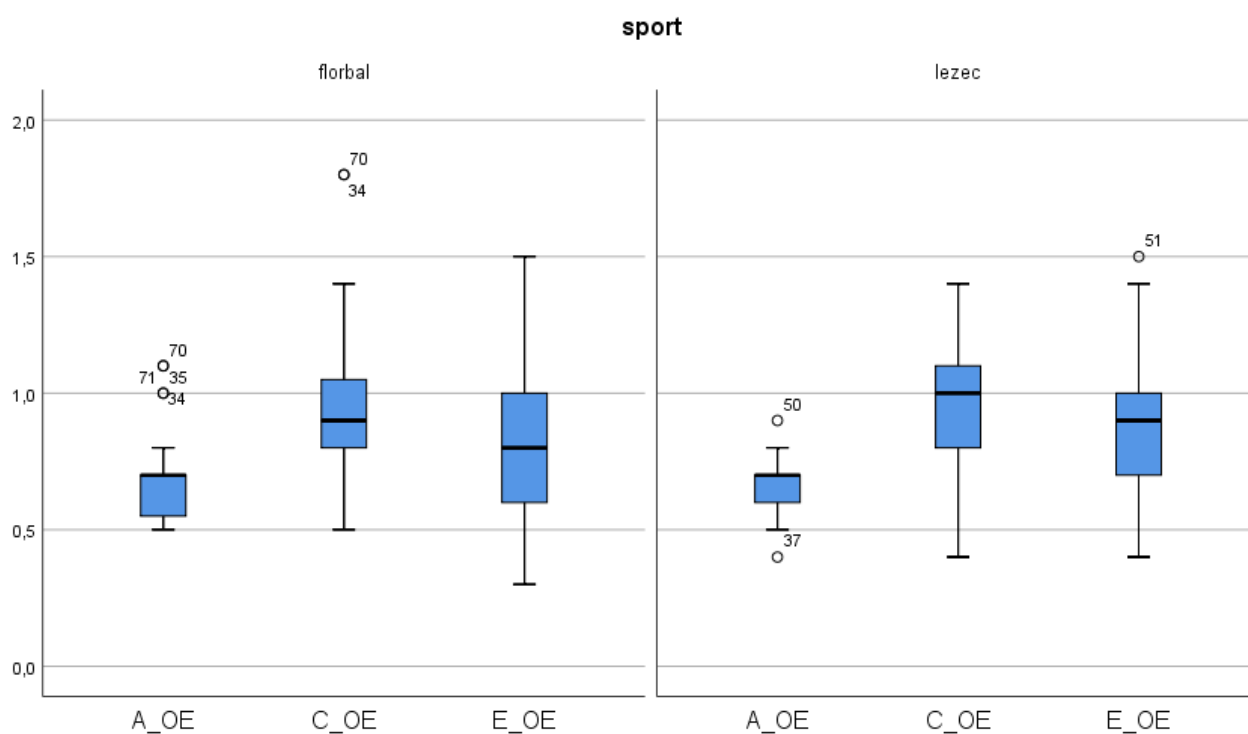
Obrázek 46 graf AP rozměrů břišních svalů lezců v jednotlivých pozicích

2.4. Výsledky srovnání AP rozměrů jednotlivých svalů u lezců a u florbalistů

Kromě zpracování výsledků do grafů výše, kde je vidět procentuální zastoupení svalů v dané pozici, jsme vypracovali boxploty ke grafickému znázornění hodnot jednotlivých svalů a jak se liší u lezců a u florbalistů.

2.5. AP rozměr OE v jednotlivých pozicích, porovnání lezci a florbalisté

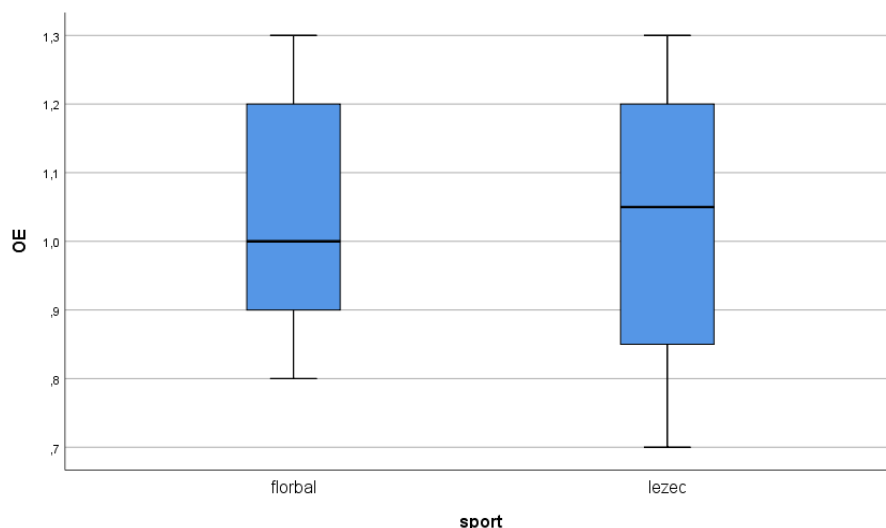
V pozici A mají obě skupiny téměř identické rozměry OE. U obou skupin je OE silnější v pozici C než v pozici E. V meziskupinovém srovnání mají v pozici C (na čtyřech) OE nepatrně mohutnější florbalisté a v pozici E (ve visu) naopak lezci, jedná se však o drobné rozdíly. Absolutně největší je OE u obou skupin v pozici G, kdy je hodnota u obou skupin identická.



Obrázek 47 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry OE v pozicích A, C, E (vyjma pozice G)

Boxploty ukazují že v pozici A medián je u obou skupin shodně na úrovni 3. kvartilu, variační rozpětí je obdobné a u obou skupin se nachází odlehlá pozorování. V pozici C se medián posunuje u lezců do vyššího kvartilu a hodnoty jsou vyšší než u florbalistů, kde jsou ale odlehlá pozorování nad 3. kvartil a celkové variační rozpětí je mírně větší než u lezců. V pozici E je medián výše u lezců. U OE jsou ze všech svalů v jednotlivých pozicích nejmenší rozdíly mezi průměrnými hodnotami florbalistů a lezců. V pozici A jsou obě skupiny téměř identické-florbalisté=0,68, lezci

=0,66, v pozici C florbalisté=0,96, lezci =0,91 a v pozici E florbalisté=0,84, lezci =0,87. V pozici na 4 mají tedy OE nepatrně mohutnější florbalisté a ve visu naopak lezci, jedná se však o drobné rozdíly. U obou skupin je však AP rozměr OE mohutnější v pozici C než v E.



Obrázek 48 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry OE v pozicích G

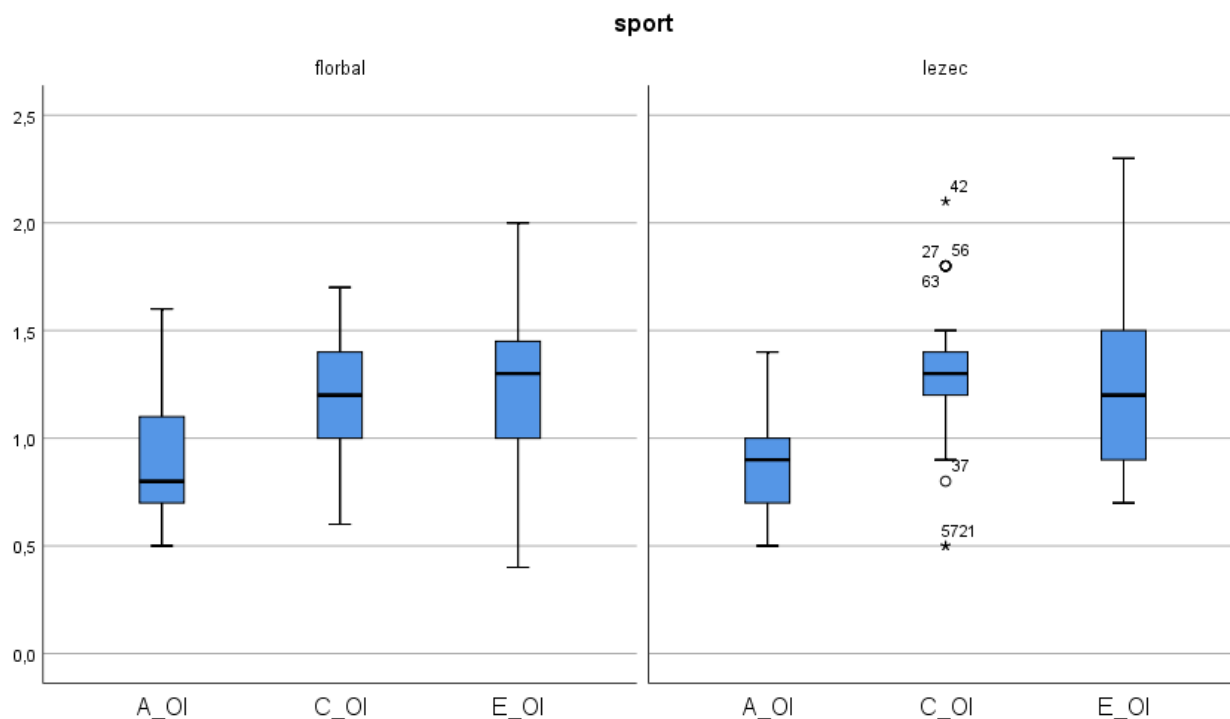
Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry OE v pozicích G. U pozice G je medián u florbalistů na úrovni 1. kvartilu, hodnoty jsou oproti lezcům nižší. U lezců je medián na úrovni 2. kvartilu, rozptyl je vyšší než u florbalistů. V této pozici je OE u obou skupin nejsilnější, s téměř identickými AP rozměr-florbalisté=1,04, lezci =1,03.

OE	OE A	A→C	A→E	A→G
lezci	0,66	+0,26 (C=0,91)	+0,21 (E=0,87)	+0,37 (G=1,03)
florbalisté	0,68	+0,28 (C=0,96)	+0,16 (E=0,84)	+0,36 (G=1,04)

Tabulka-rozdíly v průměrných hodnotách AP rozměru OE u lezců a u florbalistů, desetiny milimetru

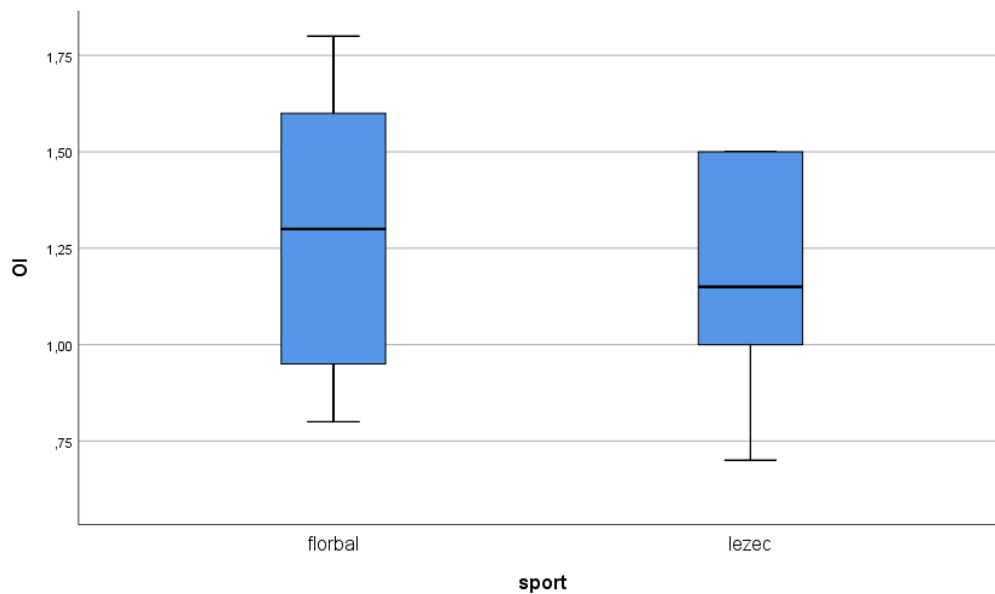
2.6. AP rozměr OI v jednotlivých pozicích, porovnání lezci a florbalisté

U florbalistů je podle průměrných hodnot AP rozměr OI nejsilnější v pozici G, ve volném visu. U lezců je nejmohutnější v pozici C, na 4. U obou skupin je nejslabší v klidové pozici A. V pozicích A a E jsou hodnoty lezců a florbalistů identické.



Obrázek 49 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry OI v pozicích A, C, E (vyjma pozice G)

Na boxplotu se zdá vizuálně lépe skupina lezců, kdy vypadá, že se medián oproti pozici A posunuje rovnoměrně do vyšších kvartilů. U lezců se nacházejí velmi odlehlá pozorování na obě strany v pozici C, ale celkové variační rozpětí je nižší než u florbalistů, v pozici E mají hodnoty vyšší rozptylsměrem nahoru než u florbalistů, kde je naopak větší rozptyl směrem dolů. Podle popisné statistiky a průměrných hodnot je průměrný AP rozměr OI v pozici A téměř identický (florbalisté= 0,91, lezci= 0,90), v pozici C více naroste u lezců (florbalisté=1,21, lezci=1,30) a v pozici E je opět téměř identický (florbalisté= 1,22, lezci=1,23).



Obrázek 50 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry OI v pozici G

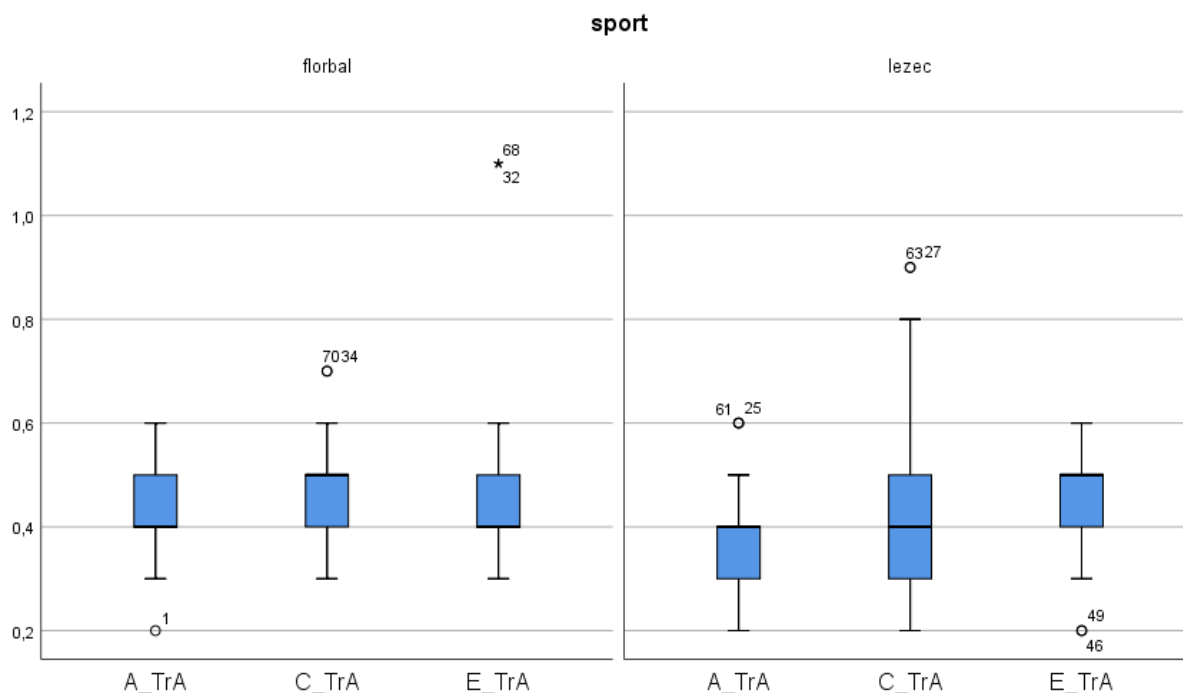
V pozici G ve volném visu je podle popisné statistiky OI silnější u florbalistů (florbalisté=1,29, lezci =1,19).

OI	OI A	A→C	A→E	A→G
Lezci	0,90	+0,40 (C=1,30)	+0,33 (E=1,23)	+0,29 (G=1,19)
Florbalisté	0,91	+0,30 (C=1,21)	+0,31 (E=1,22)	+0,38 (G=1,29)

Tabulka-rozdily v průměrných hodnotách AP rozměru OE u lezců a u florbalistů, desetiny milimetru

2.7. AP rozměr TrA v jednotlivých pozicích, porovnání lezci a florbalisté

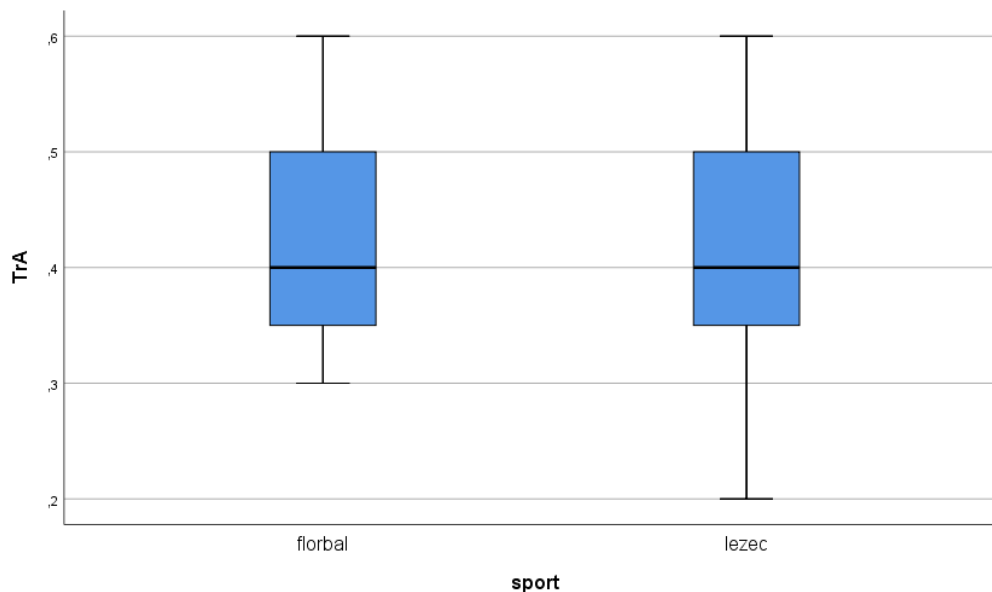
Lezci mají nižší klidový AP rozměr TrA než florbalisté, procentuální nárůst AP rozměru v obou zátěžových pozicích oproti florbalistům roste. Florbalisté mají vyšší klidový AP rozměr TrA než lezci a tento rozměr se v zátěžových pozicích mění minimálně. V pozici G je AP rozměr TrA u florbalistů nižší než klidová pozice, u lezců je nejnižší ze zátěžových pozic (C, E, G).



Obrázek 51 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry TrA v pozicích A, C, E

Boxplot srovnání AP rozměr TrA lezci a florbalisté, muži a ženy dohromady, v pozici A-klidový leh, C-klek na 4, E-vis za HKK s mírnou oporou DKK, G-vis za HKK bez opory DKK. Pozice A-celá skupina florbalistů je posunutá nad skupinu lezci, u skupiny florbalistů je medián shodný s 1.kvartilem, naopak u skupiny lezců je medián shodný se 3.kvartilem, u lezců jsou odlehlé hodnoty nad 3. kvartil. Variabilita obou skupin je shodná. Klidový AP rozměr TrA je větší u florbalistů než lezců.

Pozice C-zde je větší variační rozpětí směrem nahoru u lezců, kde se vyskytují i velmi odlehlá pozorování nad 3. kvartil, medián je shodný s 2. kvartilem. Florbalisté mají shodný rozptyl jako v pozici A, medián je shodný se 3. kvartilem, je zde i pár odlehlých pozorování. AP rozměr u florbalistů se oproti pozici A příliš nezměnil, u lezců se jedná o výraznější změnu, ačkoliv medián zůstává stejný. Pozice E-rozptyl je u obou skupin obdobný, ale medián se u florbalistů nachází v úrovni 1. kvartilu, zatímco u lezců na úrovni 3. kvartilu. U florbalistů se vyskytuje několik výrazně odlehlých pozorování nad 3. kvartilem a u lezců jsou naopak odlehlé hodnoty pod 1. kvartilem.



Obrázek 52 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-srovnání AP rozměrů TrA v pozici G-volný vis za HKK bez opory DKK

Pozice G-medián je shodný u florbalistů i lezců, větší variační rozpětí je u lezců. Průměrné hodnoty AP rozměru TrA jsou identické u lezců i florbalistů, u obou 0,43. U florbalistů je to tedy nejnižší AP rozměr TrA ze všech pozic, nižší než jejich klidová hodnota. U lezců je tato hodnota vyšší než klidová hodnota, avšak ze zátěžových pozic nejslabší.

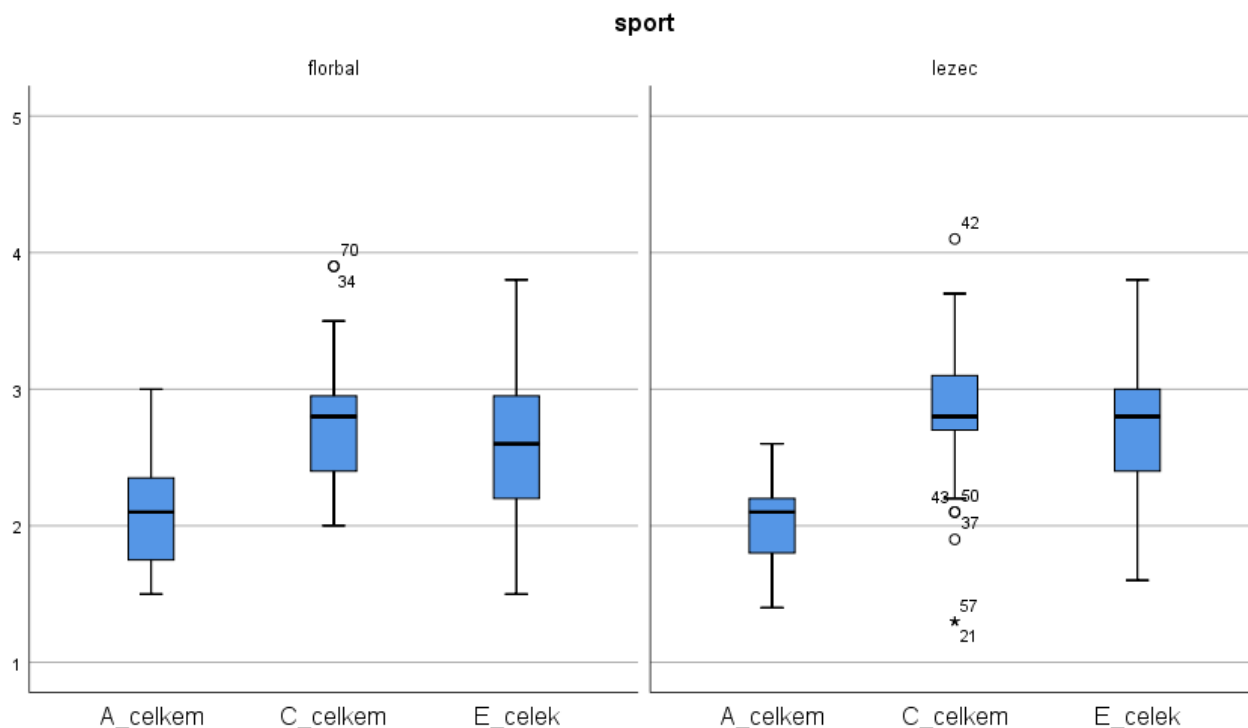
Když se podíváme na průměrné hodnoty AP rozměru TrA u florbalistů, z klidové pozice (A) do zátěžové (C, E) se mění nepatrně (průměrné hodnoty florbalistů v A=0,45, C=0,47, E=0,48 (G=0,43), hodnoty jsou však celkově vyšší než u lezců. U lezců je v klidové pozici tloušťka nižší a procentuální nárůst v zátěžových pozicích je vyšší než u florbalistů. Průměrné hodnoty lezců jsou v A=0,38, C=0,45, E=0,45, (G=0,43). Když srovnáme rozdíly průměrných hodnot tak lezci mají v obou případech vyšší nárůst. Hodnoty jsou v desetínách milimetru, zaokrouhlené na dvě desetinná místa.

TrA	TrA A	A→C	A→E	A→G
lezci	0,38	+0,07 (C=0,45)	+0,08 (E=0,45)	+0,05 (G=0,43)
florbalisté	0,45	+0,02 (C=0,47)	+0,03 (E=0,48)	-0,02 (G=0,43)

Tabulka-rozdíly v průměrných hodnotách AP rozměru TrA u lezců a u florbalistů, desetiny milimetru

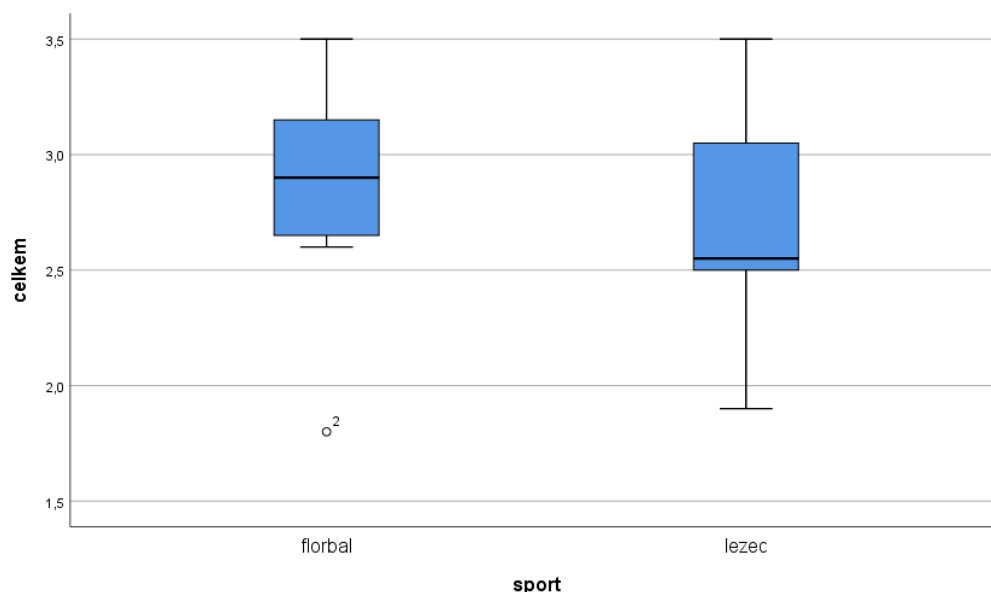
2.8. Celková tloušťka vrstvy (OE+OI+TrA)

Největší AP rozměr celé vrstvy u florbalistů je v pozici G. Největší AP rozměr celé vrstvy u lezců je v pozici C. Klidové pozice A mají u obou skupin z měřených pozic nejslabší celkový AP rozměr.



Obrázek 53 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry celé vrstvy v pozicích A, C, E

U pozice A jsou u lezců hodnoty blíže k sobě s nižším variačním rozpětím, hodnoty jsou obdobné jako u florbalistů. V pozici C se u obou skupin nachází odlehlá pozorování na obě strany (tzn. slabí i silní), u florbalistů je medián výše, u lezců níže. Pozice E je podobná u obou skupin, zde je naopak medián výše u lezců. Podle popisné statistiky je průměrná tloušťka celé vrstvy u obou skupin největší v pozici G.



Obrázek 54 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-celkové AP rozměry v pozici G

Hodnoty florbalistů jsou oproti lezcům posunuty lehce výše, florbalisté mají nižší variační rozpětí a medián na úrovni 2. kvartilu, mají jedno odlehlé pozorování. Lezci mají vyšší variační rozptyl a medián položený níže na úrovni 1. kvartilu. Ze všech pozic je AP rozměr celé vrstvy v pozici G největší.

celek	celek A	A→C	A→E	A→G
lezci	2,05	+0,75 (C=2,80)	+0,08 (E=2,67)	+0,67 (G=2,72)
florbalisté	2,15	+0,60 (C=2,75)	+0,03 (E=2,59)	+0,69 (G=2,84)

Tabulka-rozdíly v průměrných hodnotách AP rozměru TrA u lezců a u florbalistů, desetiny milimetru

2.9. Rozdíly ve stejných pozicích mezi lezci a florbalisty

K testování statisticky významného rozdílu ve stejných pozicích mezi florbalisty a lezci jsme použili dvouvýběrové nepárové T-testy a dvoufaktorovou ANOVU. Výsledky jsou obdobné, prezentujeme výsledky T-testů.

Testovali jsme nulovou hypotézu- $H_0: \mu_1 = \mu_2$. Testovali jsme zvlášť muže, ženy a muže i ženy dohromady. Nulová hypotéza (H_0) byla, že v dané pozici není statisticky významný rozdíl mezi florbalisty a lezci. V několika případech jsme na základě výsledků T-testů nulovou hypotézu zamítli. Pro zamítnutí nulové hypotézy (H_0) jsme brali výsledky na hladinách významnosti 0,01 a 0,05, takže na 1% a 5% hladině významnosti ($p < 0,05$ „statisticky významný rozdíl“ a $p < 0,01$ „statisticky vysoce významný rozdíl“).

Nulovou hypotézu jsme zamítli v následujících pozorováních:

U mužů v pozici A je u TrA rozdíl na 1 % hladině významnosti, $p = 0,001$.

V klidu mají florbalisté signifikantně větší AP rozměr TrA než lezci.

Zamítáme H_0 a přijímáme hypotézu H_1 , je zde statisticky signifikantní rozdíl mezi florbalisty a lezci.

Dále průměrná hodnota AP rozměru TrA u florbalistů je 0,50 a u lezců 0,38.

U mužů v pozici A je u celkového AP rozměru břišní stěny rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,002$.

V klidu mají florbalisté signifikantně větší AP rozměr břišní stěny než lezci.

Zamítáme H_0 a přijímáme hypotézu H_1 , je zde statisticky signifikantní rozdíl mezi florbalisty a lezci.

Dále průměrná hodnota AP rozměru břišní stěny u florbalistů je 2,49 a u lezců 2,16.

U mužů v pozici C je u TrA rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,045$.

V pozici na 4 mají florbalisté podle t-testu signifikantně větší AP rozměr TrA než lezci.

Zamítáme H_0 a přijímáme hypotézu H_1 , je zde statisticky signifikantní rozdíl mezi florbalisty a lezci.

Průměrná hodnota AP rozměru TrA u florbalistů je 0,53 a u lezců 0,43.

U žen v pozici C je u OE rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,020$.

V pozici na 4 mají lezkyně podle t-testu signifikantně větší AP rozměr OE než florbalistky.

Zamítáme H_0 , je zde statisticky signifikantní rozdíl mezi florbalisty a lezci.

Na 10 % hladině významnosti je rozdíl i u OI a celkového AP rozměru, lezkyně mají vyšší hodnoty než florbalistky, u OI je $p = 0,087$, u celku je $p = 0,080$. Zde nulovou hypotézu nezamítáme.

U mužů a u žen dohromady je v pozici A u TrA rozdíl na 10 % hladině významnosti.

V klidu mají florbalisté větší AP rozměr TrA než lezci.

Hypotézu H_0 však nezamítáme, neboť hladina významnosti je 10%

Dále průměrná hodnota AP rozměru TrA u florbalistů je 0,45 a u lezců 0,38.

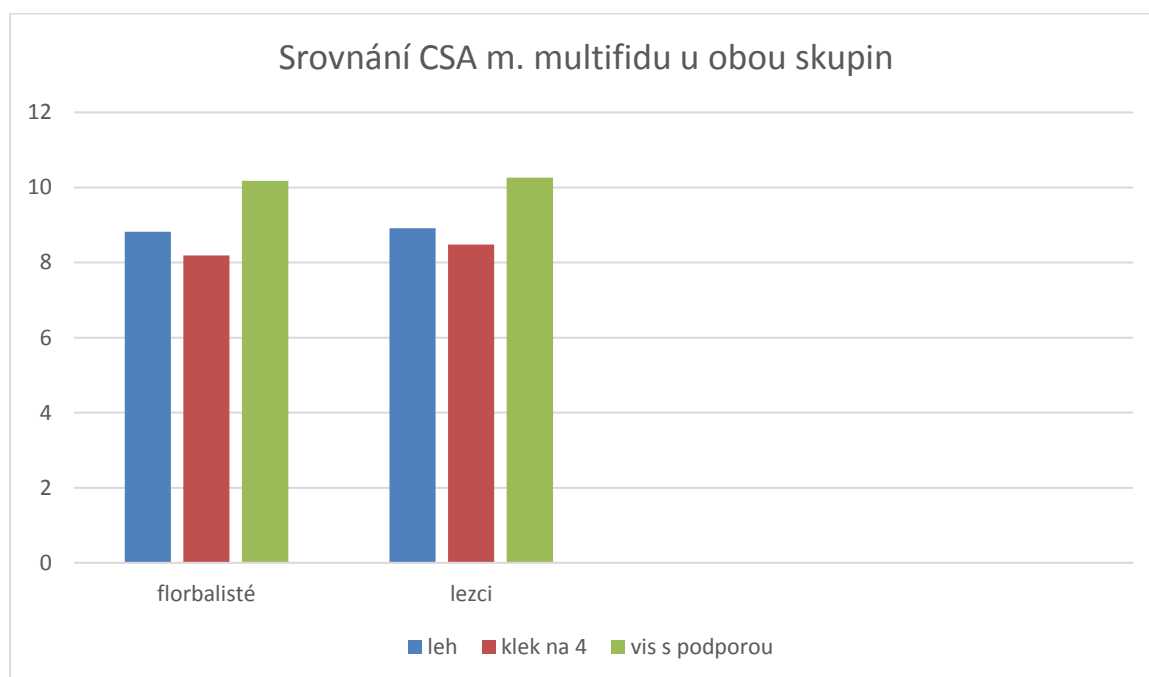
U všech ostatních pozorování přijímáme hypotéza H_0 , ve stejných pozicích není podle t-testů rozdíl mezi florbalisty a lezci.

2.10. Výsledky zádových svalů-m. multifidus

Uvádíme CSA rozměry m. multifidu v klidu v leže (B), výdrž na čtyřech (D), vis s lehkou podporou DKK (F). Pozice B, D, F je dělaná na 50- ti probandech (27 lezců a 23 florbalistů). V pozici G jsme m. multifidus neměřili. Hodnoty jsou pro muže i ženy dohromady. Čísla jsou zaokrouhlená na dvě desetinná čísla. První číslo jsou centimetry, za desetinnou čárkou desetiny milimetru.

U obou skupin nejsou hodnoty m. multifidu nejnižší v klidové pozici. U florbalistů i lezců jsou hodnoty CSA m. multifidu nejnižší v kompresi. U lezců jsou v kompresi rozměry 2,38 a u florbalistů 2,24. Silnější jsou shodně u obou skupin v klidovém lehu- 2,44 u lezců a 2,36 u florbalistů. U obou skupin jsou potom shodně největší v takční pozici-ve visu s podporou DKK. U lezců to je 2,82 a u florbalistů 2,69. Pro volný vis bez podpory DKK nám chybí data.

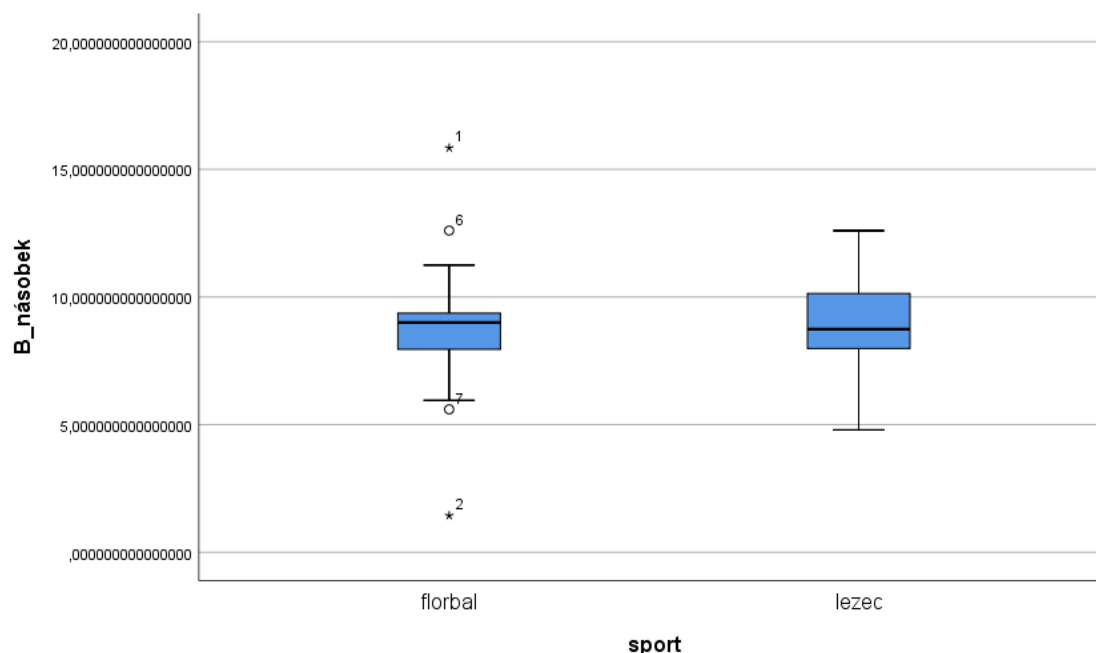
Podle t-testů nejsou mezi skupinami ve shodných pozicích signifikantní rozdíly.



Obrázek 55 srovnání CSA multifidu u obou skupin

2.11. CSA rozměr multifidu v pozici B, porovnání lezci a florbalisté

Klidová CSA multifidu je větší u lezců.



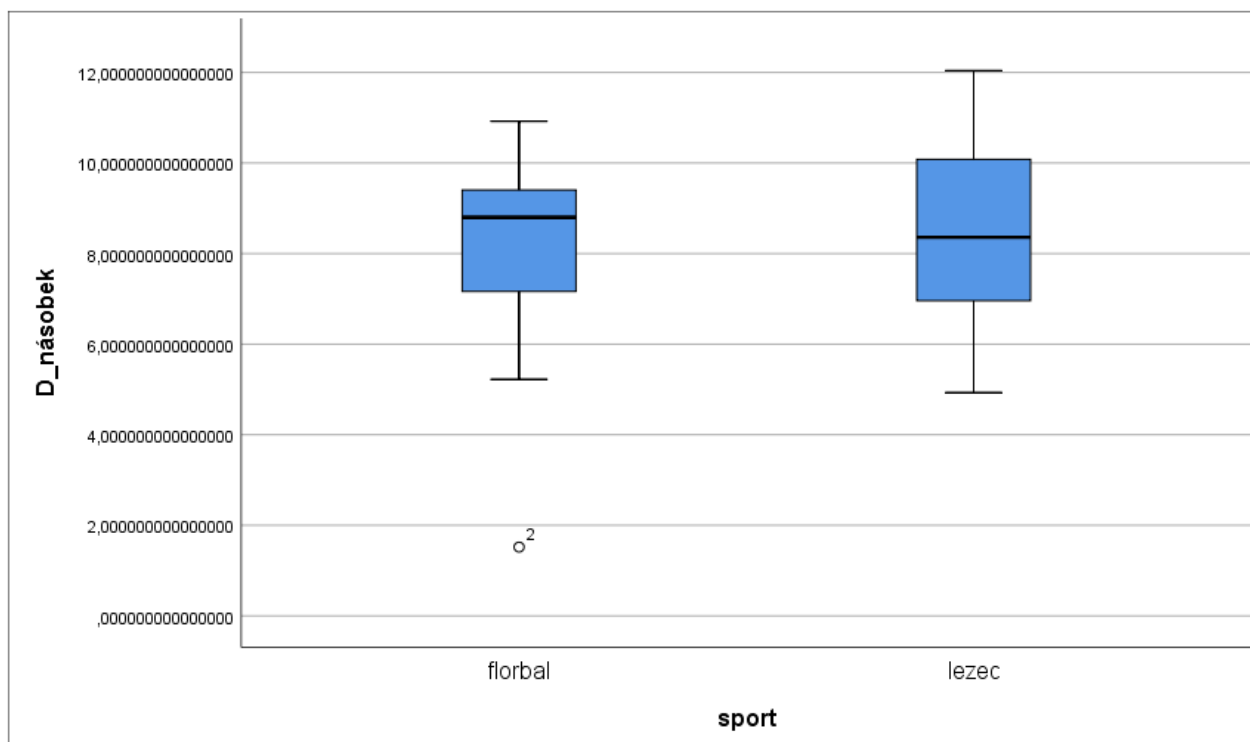
Obrázek 56 Boxplot pro CSA multifidu v pozici B-klidový leh

Skupina florbalistů má odlehlá pozorování na obě strany (tzn. velmi slabá i velmi silná), skupina lezců je velmi vyrovnaná.

Podle popisné statistiky mají florbalisti průměrnou hodnotu CSA m. multifidu v pozici B 8,82, lezci 8,91. Klidová CSA multifidu je tedy větší u lezců.

2.12. CSA rozměr multifidu v pozici D, porovnání lezci a florbalisté

U obou skupin je průměrná hodnota CSA i medián nižší než v klidové pozici B. Oproti pozici B poklesne hodnota CSA více florbalistům.



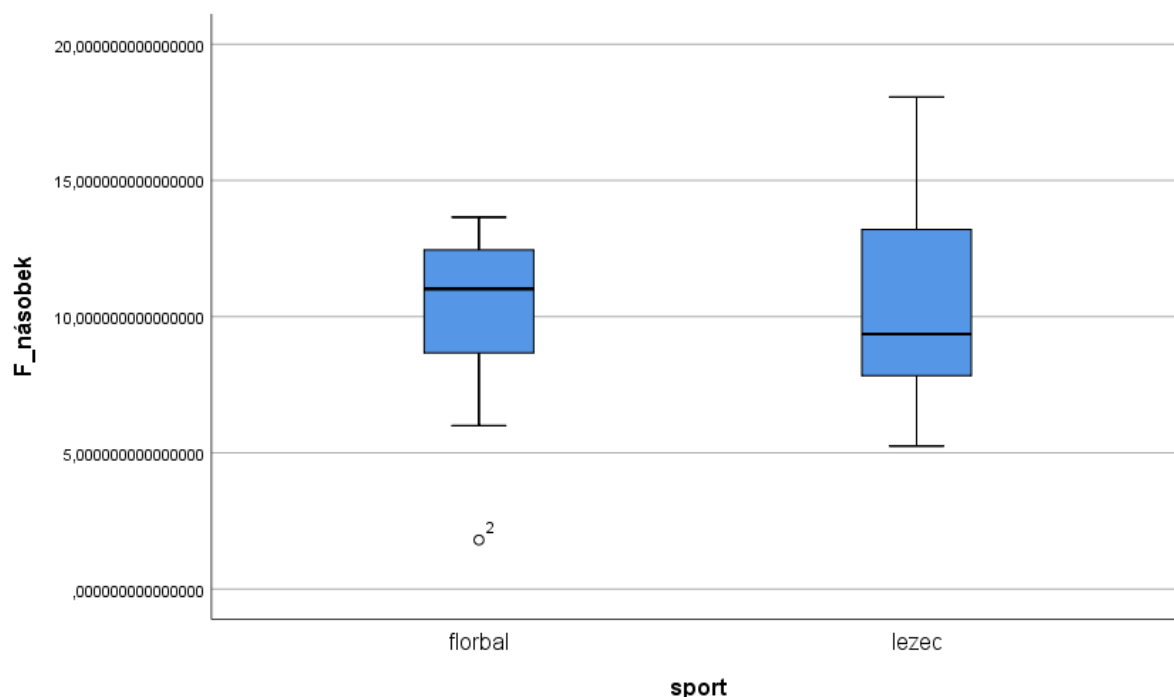
Obrázek 57 Boxplot pro CSA multifidu v pozici D-výdrž na čtyřech

Na grafu vidíme přibližně stejné variační rozpětí, lezci jsou oproti florbalistům posunuti mírně nahoru. Medián je u florbalistů na úrovni 3. kvartilu a je zde i velmi odlehlé pozorování pod. Medián lezců je shodný s 2. kvartilem.

Podle popisné statistiky vidíme, že hodnota lezců i florbalistů je podle průměru i mediánu nižší než v klidové pozici B. Průměrná CSA lezců= 8,48, průměrná CSA florbalistů= 8,19.

2.13. CSA rozměr multifidu v pozici F, porovnání lezci a florbalisté

Průměrné hodnoty i medián CSA jsou u obou skupin v pozici F významně největší ze všech pozic B, D, F. Absolutní hodnoty lezců v pozici F je vyšší než u florbalistů.



Obrázek 58 Boxplot pro CSA multifidu v pozici E-vis za HKK s mírnou oporou o DKK

Hodnoty florbalistů jsou si více podobné, u lezců je větší roptyl a variační rozpětí. U florbalistů zůstává jedno odlehlé pozorování pod všemi ostatními pozorováními.

Podle popisné statistiky jsou průměrné hodnoty CSA u florbalistů 10,18 a u lezců 10,26. Z pozic B, D, F se jedná u obou skupin o největší CSA.

CSA	CSA B	B→D	B→F
Lezci	8,91	-0,43(D=8,48)	+1,35 (F=10,26)
Florbalisté	8,82	-0,63 (D=8,19)	+1,36 (F=10,18)

Tabulka rozdílů v průměrných hodnotách CSA rozměru multifidu u lezců a u florbalistů, desetiny milimetru

DISKUZE

Hlavním cílem této práce bylo posouzení vlivu trakční a kompresní zátěže na vybrané trupové svaly. Problematika, které se týká, je v současné době populární. Jak z hlediska užití ultrazvuku, tak ze stoupající oblíbenosti využití visu.

Práce vysvětluje aplikace RUSI (rehabilitative ultrasound imaging) u břišních a zádových svalů. Popisuje výhody a limitace užití ultrazvuku v měření rozměrů svalů a jejich aktivace.

V posledních letech se ultrazvuk dostává stále častěji do ordinací fyzioterapeutů, kde může být využit k rychlé diagnostice, vyhodnocení změn stavu, nebo klinickému biofeedbacku. Problémem je nedostatek uceleného vzdělávacího systému pro diagnostiku muskuloskeletálního systému, a vůbec možnosti pro fyzioterapeuty vzdělávat se v diagnostické ultrasonoterapii. Výhledově se však očekává zlepšení, jsou dohledatelné informativní guideliney na diagnostiku jednotlivých svalů, i s přesnými návody. V mnoha zemích je užití ultrazvuku fyzioterapeuty běžnou záležitostí již několik (desítek) let (USA, západní Evropa).

Další velká oblast použití ultrazvuku ve fyzioterapii je k výzkumným účelům. Během uplynulých deseti let rapidně přibýlo výzkumů používajících ultrazvuk pro problematiku svalového systému. Zkoumá se vhodnost, spolehlivost i interpretace této metody. Vytyčují se pravidla pro práci, hledají se shody a rozdíly s dalšími zobrazovacími metodami jako je MRI a CT. Výsledky z USI se porovnávají s výsledky jehlové i povrchové EMG a zkoumá se, kdy spolu korelují. Odpovídá obraz na ultrazvuku EMG nálezu (Whittaker, 2007)? Je ultrasonografie vhodná k měření aktivace svalů? Je vhodná k měření změn svalů při aktivaci? Odpovídá velikost plochy svalů stupni svalové kontrakce? Co za parametr máme přesně měřit a je tomu tak u všech svalů? Bude interpretace výsledků jiná u trupových/končetinových svalů, svalů zpeřených/nezpeřených, u svalů plošných (laterální břišní svaly) /vřetenovitých (multifidus), u mužů a u žen (Tahan, 2016, Rankinová, 2006, Hodges, 2003, Heidari, 2015)? Jak budou vypadat lineární rozměry u koncentrické, excentrické nebo izometrické aktivace, je možno je pomocí ultrazvuku odlišit? Mnoho výzkumů se týká pacientů s LBP, kdy se sleduje převážně multifidus. V menší míře, a hlavně v posledních letech také břišní svalstvo (Heidari et al., 2015, Whittaker, 2007). Kromě pacientů s LBP se ale téměř výlučně proběhlé studie prováděly na malém počtu zdravých probandů, informace o jiných skupinách populace zatím spíše nemáme.

Jsme přesvědčeni, že ultrazvuk je velmi vhodná metoda pro rychlou diagnostiku stavu měkkých tkání. Ohledně použití jako biofeedbacku si myslíme že je to vhodná metoda u sledování změn a progresu v rámci jedné osoby (Hodges, 1996). Rho et al. předpokládá, že pomocí ultrazvuku bude možno rozpoznat pozměněnou neuromuskulární kontrolu, která se promítá do častějšího výskytu zranění bederní páteře a pánve. Jestliže se potvrdí existence korelace tak rehabilitační ultrasonografie představuje levný, neinvazivní a moderní metodu pro označení sportovců kteří by mohli mít benefity z prerrehabilitace a zlepšení trupové stability a síly (Rho et al, 2013).

Využití ultrazvuku k posouzení aktivace svalů bereme s jistou rezervou. Je mnoho proměnných, které ovlivňují projev svalu zachytitelný na obrazovce ultrazvukového přístroje. Ultrazvuk bychom k tomuto typu měření spíše použili v kombinaci s jinou metodou, jako je elektromyografie nebo měření nitrobřišního tlaku. Někteří autoři považují sledování pouze pomocí ultrazvuku u zdravé asymptomatické populace za dostatečné (Kopenhagen et al., 2009). Dvě různé metody zároveň by byli lepší pro objektivizaci dat a z nich plynoucích výsledků. Stěžejním problémem sledování rozměrů svalů na ultrazvuku nejspíše zůstává fakt, že stupeň svalové aktivace se nemusí lineárně odrazit v nárůstu svalu, a těžko se odečítají jiné typy svalových kontrakcí, než je koncentrická- například při izometrické kontrakci se síla generovaná svalem může podstatně měnit, ale na ultrazvuku to může být změna nepatrná. U dobře osvalených jedinců nebo právě u menších hlouběji uložených svalů se v okamžiku výrazné svalové práce může stát že okolní svaly „blokují“ místo pro zvětšení námi sledovaného svalu a na UZ se hodnoty opět nezmění, i přesto, že reálně sval pracuje (Delaney et al., 2010). V neposlední řadě je extrémně důležitá manuální zručnost a zkušenost sonografisty, kdy se například už při nepatrném náklonu hlavice sondy mimo kolmý úhel získá zkreslený výsledek o rozměrech sledovaného svalu (Whittaker, Stokesová, 2011).

Vztah lineárních parametrů lidských svalů je v ultrazvukovém zobrazování v nelineárním vztahu ke svalové aktivitě. Korelují spolu pouze v určitém pásmu v nižších stupních svalové aktivace, neboť při nízkých stupních svalové kontrakce jsou malé změny ve svalové aktivitě spojeny s rozsáhlými změnami v lineárních rozměrech. Předpokládá se, že svaly dosahují maximální tloušťky při relativně nízkých stupních aktivace, proto jsme zvolili relativně nenáročnou izometrickou pozici pro měření, kde by měli UZ naměřené hodnoty nejvíce odpovídat EMG korelátu svalové aktivity. Kromě zátěžových pozic jsme vždy měřili i klidové rozměry svalů.

Pro zobrazení absolutní amplitudy svalové aktivity z relaxovaného svalu k nízkým stupňům aktivity je UZ výborný nástroj.

Nesoulad lineárních rozměrů svalu a jeho aktivity je dán více faktory-2D zobrazení na UZ, přítomnost konkurenční síly na sval (nitrobřišní tlak, zvýšená aktivita okolních svalů), vnitřní struktura, protažitelnost a compliance svalu která se liší podle tvaru, délky i zpeření svalu (Delaney et al., 2010, Whittaker, Stokesová, 2011).

V posledních letech zažívá cvičení ve visu za HKK renesanci. Přímo v rehabilitaci ale vis a jeho modifikace v plošném měřítku stále spíše chybí. Nicméně je populární v nejrůznějších „pre-rehab“ přístupech, ve fitness sféře, a povědomí o visu jakožto nástroje pro aktivaci ramenního pletence a centraci lopatky je rychle na vzestupu. Stále ale trochu chybí důležité provázání HKK, trupu a pánve. Trenéři i osoby praktikující vis si většinou dávají dobrý pozor na pozici ramen a lopatek, ale mohou být „rozpojeni“ v Th/L přechodu, s kraniálním postavením hrudního koše a anteverzním postavením pánve, nevyužijí tedy celý potenciál cvičení ve visu. Snahou práce také bylo poukázat na svalové propojení kterého je možno visem a cvičením ve visových modifikacích docílit. Vis se netýká jen ramenního pletence, i když mít jej dostatečně silný je základní předpoklad. Až při další koaktivaci ostatních svalů a srovnání postavení páteře a pánve můžeme mluvit o „aktivním visu“, který nám přináší žádanou plošnou aktivaci břišní stěny v souhře se svaly zad. Jak jsme zmiňovali v teoretické části, aktivní vis se ne vždy slučuje s klasickým pokynem „zasadit ramena, stáhnout lopatky od uší“. Aktivní silová abdukce, deprese a retrakce lopatky není přirozená pozice pro ramenní pletenec a v některých případech, zejména při dynamickém pohybu, omezuje skapulohumerální rytmus a zmenšuje v pohybu subakromiální prostor pro m. supraspinatus, a v dlouhodobém hledisku může tvořit podklad pro impingement syndrom. Samozřejmě je cílem mít volný pohyb lopatek do všech směrů a umět je využívat nejen v pasivní hybnosti, ale zejména i aktivně v zatížení, a plynule přecházet z jedné pozice do druhé. Mít rameno centrované ale znamená mít všechny směry působení v rovnováze, tzn. když bude v aktivním pohybu ve visu (ne pouze setrvání v aktivním visu) stále lopatka v depresi a abdukci, omezíme si tím rozsah pohybu a bráníme plnému provedení vnitřní a zevní rotace v rameni.

Diskuse výsledků

Cílem práce bylo porovnat trakční a kompresní zatížení trupu. Porovnávali jsme dvě skupiny sportovců-lezce a florbalisty. Celkem jsme měli 50 probandů. U všech probandů se u břišních svalů ve všech pozicích potvrdil stejný trend, kdy AP rozměr TrA je nejnižší, následovaný OE a v absolutních číslech je vždy nejsilnější OI. Tyto výsledky se shodují s proběhlými studii (Tahan, 2016, Rankinová, 2006). U břišních svalů jsou nejnižší hodnoty v klidové pozici. V kompresní pozici je aktivace m. OE, m. OI a m. TrA hodnotami mezi volným a odlehčeným visem, m. MF je zde slabší než v klidové pozici. V trakčních pozicích je rozdíl mezi visem s podporou DKK a bez podpory. U volného visu se ze všech pozic nejvíce aktivuje m. OE a nejméně m. TrA. Pro m. MF nám chybí data. U visu s lehkou podporou DKK se ze všech pozic nejvíce aktivuje m. TrA a m. OE nejméně. Nejvíce se zde aktivuje m. MF. Pro celou svalovou vrstvu jsou výsledky odlišné pro lezce a florbalisty. Lezci mají nejnižší hodnotu ve visu s podporou DKK, vyšší ve volném visu a nejvyšší v kompresi. Florbalisté mají shodně nejnižší ve visu s podporou DKK, vyšší v kompresi a nejvyšší ve volném visu. M. MF je u obou skupin nejnižší v kompresi, vyšší v klidové pozici a nejvyšší ve visu s podporou DKK.

V trakční zátěži ve visu za HKK s podporou DKK je velmi aktivní m. MF a m. TrA, m. OI je aktivní středně. M. OE je aktivní málo.

V trakční pozici ve visu s odlehčením DKK je velmi aktivní m. OE a velmi málo je aktivní m. TrA. Pro m. MF nám chybí data.

V kompresní zátěži na čtyřech s pozvedem kolen je velmi aktivní m. OE, m. OI je aktivní středně. m. OI je aktivní středně. M. MF je aktivní málo, méně než v klidovém lehu.

Vidíme tedy, že u břišních svalů jsou dílčí odlišnosti mezi lezci a florbalisty. U multifidů jsou výsledky shodné u obou skupin. Zajímavý je rozdíl mezi visem za HKK s částečnou podporou DKK a volným visem. Obě skupiny sportovců zareagovali signifikantním zvýšením AP rozměru OE (a florbalisté i OI) u volného visu, hodnoty TrA byli naopak poměrově ze všech pozic nejnižší. U florbalistů se jednalo o pozici s největším celkovým rozměrem břišní stěny. Způsobila navýšení rozměru OE excentrická kontrakce svalu bránící mimo jiné poklesu DKK z flexe nebo se svaly zapojily jinak díky úbytku opory z DKK a změně práce s nitrobřišním tlakem? Pro lezce by tento vis neměl představovat tak velkou zátěž jako pro florbalisty, pro které může být výdrž ve visu za HKK s trojflexí DKK bez opory DKK relativně náročný prvek.

CSA multifiduu lze získat i pomocí násobku maximálního AP a maximálního laterálního rozměru, což je metoda, kterou jsme použili. Lineární hodnoty, zejména když jsou dvě dimenze vynásobeny jedna druhou, mají velmi vysokou korelaci ($r=0,93-0,98$) s CSA u zdravých osob bez atrofie multifiduu. U pacientů s LBP jsou korelace násobku lineárních rozměrů a CSA mnohem nižší ($r=0,75-0,85$) (Heidari et al. 2015). Podle ostatních autorů lze z lineárních rozměrů přesně predikovat CSA (Rankinová, 2007, Hodges, 2006). Nicméně stále zůstává problém velmi obtížného, ne-li nemožného správného rozeznání obrysu multifiduu od okolních tkání. Udělali jsme maximum pro co největší přesnost výsledků.

U některých probandů byla klidová AP tloušťka větší než v zátěži. Mohlo by se jednat o situaci, kterou jsme komentovali výše, že celková aktivace trupových svalů nenechala místo pro nárůst rozměrů námi sledovaných svalů (Delaney et al., 2010). Možná je to důsledek nedokonalé relaxace svalstva kdy proband stále drží svaly „zatnuté“? Jinak by se mohlo jednat o vzor typický pro LBP, v našem výběru jsou ale dobrovolníci bez LBP. U zdravých jedinců je CSA multifiduu nejnižší vleže v pronaci. Změněná funkce multifiduu může být dána chybou neuromuskulárního regulačního mechanismu, regulující svalovou kontrakci odpovídající posturální náročnosti, což může pacienta předurčovat k LBP (Heidari et al., 2015, Lee et al., 2006). Nicméně u florbalistů se to ukázalo jako nelehké, sice aktuálně byli všichni námi měření sportovci bez bolesti zad, ale většina jich podotýkala, že florbalista bez bolestí zad v podstatě neexistuje. Toto konstatování potvrzují i studie (Tervo, Nordstrom 2017, Pasanen, 2015, Sato et al., 2011). Potvrdilo se nám také, že tvar multifiduu je v klidu a poté v aktivaci u jednotlivců rozdílný. Někdy se jedná spíše o protáhnutý obdélník, jindy je tvar více trojúhelníkovitý. Dle dostupné literatury platí, že čím víc osvalený jedinec, tím spíš se očekává trojúhelníkovitý tvar multifiduu (Rankinová, 2007, Stokesová, 2005).

Možnosti klinické aplikace

Naše výsledky poukazují na prospěšnost visového zatížení z hlediska aktivace břišních svalů m. TrA, m. OI, m. OE i bederního m. multifidus. Z hlediska co největší aktivace m. TrA a m. MF se ukazuje být nejvhodnější vis s podporou DKK. M. OE naopak nejvíce zaktivujeme ve volném visu, kde dosáhneme i celkově největší tloušťky břišní stěny. Může se tedy jednat o nejrůznější modifikace visu jak ve stoji, tak v sedu, přizpůsobené možnostem terapeuta i pacienta. Volným visem bez podpory a visem s dopomocí tedy dokážeme zacílit na odlišné svalstvo. Ve visových pozicích také s výhodou využíváme synergistického zapojení zevních rotátorů ramene a s ní spojenou automatickou koaktivaci břišní stěny.

Ukázalo se také, že výsledky jsou často (s několika výjimkami) obdobné u skupiny lezců i u florbalistů, takže vzor zapojení ve visu pro m. OE, m. TrA a m. MF se zdá být stejný pro všechny, nehledě na převažující typ zatížení sportovce. Oproti kompresní zátěži se u všech ve visu výrazně více zaktivoval m. MF, což poukazuje na vhodnost zařazení visových cvičení do rehabilitace pacientů s chronickým i akutním LBP. Často cvičené modifikace cvičení na čtyřech se podle našich výsledků naopak jako vhodné pro cvičení vertebropatů s insuficiencí m. MF příliš neukazují.

Zajímavá je také možnost využití diagnostického ultrazvuku při sledování vývoje stavu pacienta, kdy si například po určité době v terapii můžeme na stejném cviku ozřejmit případné změny.

ZÁVĚR

Cílem práce bylo porovnat trakční a kompresní zatížení trupu. K tomuto účelu jsme použili diagnostický ultrazvuk, v aplikaci RUSI.

Měřili jsme lineární rozměry u břišní stěny- m. OE, m.OI, m.TrA a CSA u zádočných svalů m. MF. Porovnávali jsme dvě skupiny sportovců-lezce a florbalisty. Celkem jsme změřili 50 probandů. U všech probandů se u břišních svalů ve všech pozicích potvrdil stejný trend, kdy AP rozměr TrA je nejnižší, následovaný m. OE a v absolutních číslech je vždy nejsilnější m. OI. Tyto výsledky se shodují s proběhlými studiemi (Tahan, 2016, Rankinová, 2006). U všech pozic je vzorec tloušťky jednotlivých svalů u lezců i florbalistů stejný. Nejnižší je vždy AP rozměr TrA, silnější je OE a nejsilnější absolutní rozměr má vždy OI.

Téměř ve všech případech byly klidové hodnoty v lehu nižší než pozice zátěžové. Vyjímkou je AP rozměr m. TrA u florbalistů, který je nejnižší ve volném visu. Ve všech ostatních případech jsou klidové hodnoty nejnižší.

V trakční zátěži ve visu za HKK s podporou DKK je velmi aktivní m. MF a m. TrA, m. OI je aktivní středně. M. OE je aktivní málo.

V trakční pozici ve visu s odlehčením DKK je velmi aktivní m. OE a velmi málo je aktivní m. TrA. Pro m. MF nám chybí data.

V kompresní zátěži na čtyřech s pozvedem kolen je velmi aktivní m. OE, m. OI je aktivní středně. m. OI je aktivní středně. M. MF je aktivní málo, méně než v klidovém lehu.

SOUHRN

Metodika: Využili jsme diagnostického ultrazvuku pro posouzení vlivu trakční a kompresní zátěže na trupové svaly. Měřili jsme lineární rozměry u břišní stěny- m. OE, m.OI, m.TrA a CSA u zádočných svalů m. MF. Pro srovnání jsme měřili dvě rozdílné skupiny sportovců-florbalisty a sportovce využívajících vis a lokomoci za HKK. Jako kompresní pozici máme klek na čtyřech s nadzvednutými koleny, a jako trakční vis za HKK s podporou DKK nebo úplným odlehčením. Vzorek čítá 50 probandů.

Výsledky: U všech pozic je vzorec tloušťky jednotlivých svalů u lezců i florbalistů stejný. Nejnížší je vždy AP rozměr TrA, silnější je OE a nejsilnější absolutní rozměr má vždy OI.

Téměř ve všech případech byly klidové hodnoty v lehu nižší než pozice zátěžové. Vyjímkou je AP rozměr m. TrA u florbalistů, který je nejnížší ve volném visu. Ve všech ostatních případech jsou klidové hodnoty nejnížší.

Pro m. OE jsou výsledky shodné pro lezce i florbalisty-nejnížší hodnota je u visu s podporou DKK (u florbalistů 0,84, u lezců 0,87), vyšší je u komprese (u florbalistů 0,96, u lezců 0,92) a nejvyšší u volného visu (u florbalistů 1,04, u lezců 1,03).

Pro m. OI jsou výsledky odlišné pro lezce a florbalisty. Lezci mají nejnížší hodnotu ve volném visu (1,19), vyšší ve visu s podporou DKK (1,23) a nejvyšší v kompresi (1,30). Florbalisté mají naopak nejnížší v kompresi (1,21), shodně vyšší ve visu s podporou DKK (1,22) a nejvyšší ve volném visu (1,29). Výsledky jsou tedy pro lezce a florbalisty opačné.

Pro m. TrA jsou výsledky shodné pro lezce i florbalisty-nejnížší hodnota je u volného visu (u florbalistů 0,43, což je nižší než klidová hodnota 0,45, u lezců 0,43), vyšší je u komprese (u florbalistů 0,47, u lezců 0,45), a nejvyšší u visu s podporou DKK (u florbalistů 0,48, u lezců 0,45).

Pro celou svalovou vrstvu jsou výsledky odlišné pro lezce a florbalisty. Lezci mají nejnížší hodnotu ve visu s podporou DKK (2,67), vyšší ve volném visu (2,72) a nejvyšší v kompresi (2,80). Florbalisté mají shodně nejnížší ve visu s podporou DKK (2,59), vyšší v kompresi (2,75) a nejvyšší ve volném visu (2,84).

Ve stejných pozicích je mezi florbalisty a lezci několik signifikantních rozdílů.

V klidové pozici mají florbalisté signifikantně větší AP rozměr m. TrA než lezci. U mužů v pozici A je u m. TrA rozdíl na 1 % hladině významnosti, $p = 0,001$. Průměrná hodnota AP rozměru m. TrA u florbalistů je 0,50 a u lezců 0,38.

V klidové pozici mají florbalisté signifikantně větší AP rozměr břišní stěny než lezci. U mužů v pozici A je u celkového AP rozměru břišní stěny rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,002$. Průměrná hodnota AP rozměru břišní stěny u florbalistů je 2,49 a u lezců 2,16.

U mužů v pozici C je u TrA rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,045$.

V pozici na 4 mají florbalisté podle t-testu signifikantně větší AP rozměr m. TrA než lezci. U mužů v pozici C je u m. TrA rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,045$. Průměrná hodnota AP rozměru m. TrA u florbalistů je 0,53 a u lezců 0,43.

V pozici na 4 mají lezkyně podle t-testu signifikantně větší AP rozměr m. OE než florbalistky. U žen v pozici C je u m. OE rozdíl na 5 % hladině významnosti, $p = 0,020$.

U obou skupin nejsou hodnoty m. multifidu nejnižší v klidové pozici. U florbalistů i lezců jsou hodnoty CSA m. multifidu nejnižší v kompresi. U lezců jsou v kompresi rozměry 2,38 a u florbalistů 2,24. Silnější jsou shodně u obou skupin v klidovém lehu- 2,44 u lezců a 2,36 u florbalistů. U obou skupin jsou potom shodně největší v takční pozici-ve visu s podporou DKK. U lezců to je 2,82 a u florbalistů 2,69. Pro volný vis bez podpory DKK nám chybí data. Podle t-testů nejsou mezi skupinami ve shodných pozicích signifikantní rozdíly.

V trakční zátěži ve visu za HKK s podporou DKK je velmi aktivní m. MF a m. TrA, m. OI je aktivní středně. M. OE je aktivní málo.

V trakční pozici ve visu s odlehčením DKK je velmi aktivní m. OE a velmi málo je aktivní m. TrA. Pro m. MF nám chybí data.

V kompresní zátěži na čtyřech s pozvedem kolen je velmi aktivní m. OE, m. OI je aktivní středně. m. OI je aktivní středně. M. MF je aktivní málo, méně než v klidovém lehu.

Klíčová slova: ultrazvuk, RUSI, komprese, trakce, vis za HKK, lezci, florbalisté, břišní svaly, multifidus, CSA, AP rozměr

SUMMARY

Methods: We used diagnostic ultrasonography for assessing of impact of loading trunk muscles in compression and traction. We took linear measures of abdominal wall- m. OE, m. OI, m. TrA and CSA in lumbar m. MF. We had two groups of volunteers-climbers and others using upper limbs in similar way (aerialists, pole dancers) and floorball players for comparassion. We measured positions with compressive force (kneeling on all four with lifted knees) and with traction load (hang with upper limbs with flexion of lower limbs-with leg support and without). Study is made on 50 volunteers.

Results: The pattern of thickness of muscles is same in all positions in both, climbers and floorball players. The lowest is always AP thickness of m. TrA, wider is m. OE and the widest always m. OI.

The resting thickness are in both groups almost in all cases the lowest. AP thickness in m. TrA in floorball players is only exception, there is lowest in hang without legs support. In all other case sis resting position always lowest.

For m. OE are results same for both climbers and football players-the lowest thickness is in hang with legs support (in floorball players 0,84, in climbers 0,87), greater activationis in compression (in floorball players 0,96, in climbers 0,92) and greatest activation is in hang without legs support (in floorball players 1,04, in climbers 1,03).

For m. OI are results different for climbers and floorball players. Climbers have lowest values in hang without legs support (1,19), greater in hang with legs support (1,23) and greatest in compression (1,30). In contrary, floorball players have lowest values in compression (1,21), greater in hang with legs support (1,22) and greatest in hang without legs support (1,29).

For m. TrA the results are same for both groups. Lowest values are in hang without legs support (in floorball players 0,43, which is lower than resting postion 0,45, in climbers 0,43). Greater is in compression (in floorball players 0,47, in climbers 0,45), and greatest in hang with legs support (in floorball players 0,48, in climbers 0,45).

For whole layer are results different for each group. Climbers have lowest thickness in hang with legs support (2,67), higher in hang without legs support (2,72), and highest in compression (2,80). Floorball players have the same lowest thickness hang with legs support (2,59), higher in compression (2,75) and highest in hang without legs support (2,84).

In same positions are couple of significant differencies in between climbers and floorball players.

In resting position, floorball players (men) have significantly higher AP thickness in m. TrA against climbers. The difference is on 1 % of level of importance, $p = 0,001$. Average value of AP thickness in m. TrA in resting position is in floorball players 0,50 and in climbers 0,38.

In resting position, floorball players (men) have significantly higher AP thickness of whole layer against climbers. The difference is on 5 % of level of importance, $p = 0,002$. Average value of AP thickness of whole layer in resting position is in floorball players 2,49 and in climbers 2,16.

In compression position, floorball players (men) have significantly higher AP thickness in m. TrA against climbers. The difference is on 5 % of level of importance, $p = 0,045$. Average value of AP thickness in m. TrA in resting position is in floorball players 0,53 and in climbers 0,43.

In compression position, climbers (women) have significantly higher AP thickness in m. TrA against floorball players. The difference is on 5 % of level of importance, $p = 0,020$. Average value of AP thickness in m. OE in compression is in floorball players 0,88 and in climbers 0,90.

In both groups are the values of m. MF lowest in compression. In resting position, both groups have greater values. In climbers, values of CSA of m. MF in compression are 2,38 and in floorball players 2,24. In both groups are greater dimensions in resting position- 2,44 in climbers and 2,36 in floorball players. In both groups identically, the greatest values are in hang with legs support-in climbers 2,82 and in floorball players 2,69. For hang without legs support the data is missing. According t-tests there are no significant differences in between groups in same positions.

Summary: In traction load in hang with legs support there is very active m. MF and m. TrA, m. OI is active moderately, m. OE is very thin.

In traction load in hang without legs support is on very high level of contraction m. OE and m. TrA is very thin. For m. MF we do not have data.

In compression load is very active m. OE, m. OI is active moderately. M. MF is on very low level of contraction, thinner than in resting position.

Keywords: ultrasonography, RUSI, compression load, traction load, hang with upper limbs, climbers, floorball players, abdominal muscles, multifidus, CSA, AP thickness

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Zobrazení povrchových struktur břišních svalů, rozdělení na 9 regionů, zdroj Hagen-Ansert	5
Obrázek 2 laterální břišní svaly v běžném výdechu a při maximálním výdechovém úsilí	8
Obrázek 3 odlišné úlohy svalů ve stabilizaci páteře	10
Obrázek 4 parametry popisující sagitální stabilitu páteře	12
Obrázek 5 stabilizační systém páteře	13
Obrázek 6 křivka zátěže a jejího rozložení na páteřní segment	15
Obrázek 7 analogie koule v misce	16
Obrázek 8 Analogie koule v misce- hypotéza vztahu pohybu a bolesti	16
Obrázek 9 znázornění odlišných typů páteře a jejich vztah ke stabilitě	16
Obrázek 10 Odlišné míry stability páteře	16
Obrázek 11 Transversální řez bederní páteří	18
Obrázek 12 páteř jako sloup	19
Obrázek 13 Vybočování sloupu podpírajícího náklad	19
Obrázek 14 oblasti použití lékařského ultrazvuku	22
Obrázek 15 srovnání UZ a EMG u břišních svalů	26
Obrázek 16 Obrázek 16- znázornění faktorů ovlivňujících změnu tloušťky svalu	29
Obrázek 17 Obrázek 18- znázornění faktorů ovlivňujících změnu tloušťky svalu	29
Obrázek 19 možnosti pro ozřejmění hranic multifidu při UZ snímkování	30
Obrázek 20 srovnání mezi MRI, US a CT u hodnocení muskuloskeletálního systému	31
Obrázek 21 snímkování multifidu	33
Obrázek 22 1. část- detaily studií používající UZ hodnocení paraspinálních svalů	36
Obrázek 23 2. část- detaily studií používající UZ hodnocení paraspinálních svalů	37
Obrázek 24 Ultrazukový obraz m. transversus abdominis, obliquus internus a externus v relaxovaném stavu	39
Obrázek 26 Detaily studií používající UZ k hodnocení břišních svalů	44
Obrázek 27 šály, lano, gymnastická hrazda, bradla	48
Obrázek 28 ukázka akrobacie na šále	49
Obrázek 29 ukázka pole dance	51
Obrázek 30 stahování ramen ve visu za HKK	52
Obrázek 31 bez stahování ramen ve visu za HKK	53
Obrázek 32 hollow body position v supinaci	54
Obrázek 33 ukázka lezení na skalách	55
Obrázek 34 ukázka z florbalového zápasu	57
Obrázek 35 schematická ukázka měření AP rozměrů břišních svalů	62
Obrázek 36 schematické znázornění vypočítání CSA multifidu	63
Obrázek 37 schematické znázornění vypočítání CSA multifidu	64
Obrázek 38 ukázka UZ snímku multifidu	65
Obrázek 39 ukázka UZ snímku břišních svalů	66
Obrázek 40 pozice A-leh na zádech, snímkování břišního svalstva	67
Obrázek 41 pozice B- snímkování bederního multifidu	68
Obrázek 42 klek na 4 s nadzvednutím kolen- snímkování břišních svalů i multifidu	69

Obrázek 43 vis za HKK bez podpory DKK.....	70
Obrázek 44 volný vis za HKK-pozice z boku.....	71
Obrázek 45 graf AP rozměrů břišních svalů florbalistů v jednotlivých pozicích.....	76
Obrázek 46 graf AP rozměrů břišních svalů lezců v jednotlivých pozicích	76
Obrázek 47 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry OE v pozicích A, C, E (vyjma pozice G).....	77
Obrázek 48 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry OE v pozicích G	78
Obrázek 49 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry OI v pozicích A, C, E (vyjma pozice G)	79
Obrázek 50 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry OI v pozicích G.....	80
Obrázek 51 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry TrA v pozicích A, C, E	81
Obrázek 52 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-srovnání AP rozměrů TrA v pozicích G-volný vis za HKK bez opory DKK	82
Obrázek 53 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-AP rozměry celé vrstvy v pozicích A, C, E.....	83
Obrázek 54 Boxplot lezci a florbalisté muži a ženy dohromady-celkové AP rozměry v pozicích G	84
Obrázek 55 srovnání CSA multifidu u obou skupin	86
Obrázek 56 Boxplot pro CSA multifidu v pozicích B-klidový leh	87
Obrázek 57 Boxplot pro CSA multifidu v pozicích D-výdrž na čtyřech.....	88
Obrázek 58 Boxplot pro CSA multifidu v pozicích E-vis za HKK s mírnou oporou o DKK	89

REFERENČNÍ SEZNAM

Adams, Michael A., et al. "Intervertebral disc degeneration can predispose to anterior vertebral fractures in the thoracolumbar spine." *Journal of Bone and Mineral Research* 21.9 (2006): 1409-1416. [sekundární citace]

Andersson, Gunnar BJ, Roland Örtengren, and Alf Nachemson. "Intradiskal pressure, intra-abdominal pressure and myoelectric back muscle activity related to posture and loading." *Clinical Orthopaedics and Related Research* 129 (1977): 156-164. [sekundární citace]

Ashton, Eric Hayton, and Charles E. Oxnard. "The musculature of the primate shoulder." *Journal of Zoology* 29.7 (1963): 553-650. [sekundární citace]

Barker, Karen L., Delva R. Shamley, and David Jackson. "Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability." *Spine* 29.22 (2004): E515-E519. [sekundární citace]

Basmajian JV, DeLuca C. *Muscles alive: Their functions revealed by Electromyography*. (5th ed). *Baltimore: Williams&Wilkins*, 1985. [sekundární citace]

Bergmark A. Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989; 230: 1-54.

Bernstein, Nicholai A. *Dexterity and its development*. Psychology Press, 2014.

Bogduk, Nikolai. *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Elsevier Health Sciences, 2005.

Cresswell, A. G., L. Oddsson, and Alf Thorstensson. "The influence of sudden perturbations on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure while standing." *Experimental brain research* 98.2 (1994): 336-341. [sekundární citace]

Crisco, Joseph John. *The biomechanical stability of the human lumbar spine: experimental and theoretical investigations*. Diss. Yale University, 1989. [sekundární citace]

ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1. 3., upr. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8*

Delaney, Sinead, et al. "Assessing contractile ability of the quadriceps muscle using ultrasound imaging." *Muscle & nerve* 42.4 (2010): 530-538.

Dionne, Cassie. "How are we still getting it wrong: abdominal hollowing vs. bracing." *Breaking Muscle*. Accessed 4.27 (2015): 15.

Dvorak, J., et al. "Clinical validation of functional flexion-extension roentgenograms of the lumbar spine." *Spine* 16.8 (1991): 943-950. [sekundární citace]

Dylevský, Ivan. *Obecná kineziologie*. Grada Publishing as, 2007, ISBN 978-80-247-1649-7

El-Rich, Marwan, Aboulfazl Shirazi-Adl, and Navid Arjmand. "Muscle activity, internal loads, and stability of the human spine in standing postures: combined model and in vivo studies." *Spine* 29.23 (2004): 2633-2642.

Enoka RM. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. (2nd ed). *Champaign, Human Kinetics*, 1994.

Ferreira, Paulo H., Manuela L. Ferreira, and Paul W. Hodges. "Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity." *Spine* 29.22 (2004): 2560-2566.

Fleagle, John G., et al. "Climbing: a biomechanical link with brachiation and with bipedalism." *Symp. Zool. Soc. Lond.* Vol. 48. 1981.

Friberg, Ora. "Lumbar instability: a dynamic approach by traction-compression radiography." *Spine* 12.2 (1987): 119-129. [sekundární citace]

Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y, Fukashiro S. Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl Physiol*. 1997; 82. 354-358.

Gibson, James J., and Eleanor J. Gibson. "Perceptual learning: Differentiation or enrichment?." *Psychological review* 62.1 (1955): 32. [sekundární citace]

Glassman, Steven D., et al. "The impact of positive sagittal balance in adult spinal deformity." *Spine* 30.18 (2005): 2024-2029. [sekundární citace]

GRIM, M., and R. DRUGA. *Základy anatomie: 1. Obecná anatomie a pohybový systém. Praha: Galén, 2001, 2006. 159 s. ISBN 80-7262-112-2*

Hagen-Ansert, Sandra L. *Textbook of diagnostic ultrasonography. Vol. 2. Mosby Elsevier, 2006, ISBN 9780323082341*

Happee R, Van Der Helm FCT. The control of shoulder muscles during goal directed movements an inverse dynamic analysis. *J Biomechanic*. 1995; 28, 10: 1179-1191.

Heidari, Pedram, et al. "The role of ultrasound in diagnosis of the causes of low back pain: a review of the literature." *Asian journal of sports medicine* 6.1 (2015).

Herbert, R. D., et al. "Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans." *The Journal of physiology* 539.2 (2002): 637-645.

Hides, J. A., et al. "Evidence of lumbar multifidus muscle wasting ipsilateral to symptoms in patients with acute/subacute low back pain." *Spine* 19.2 (1994): 165-172.

Hides, Julie A., Carolyn A. Richardson, and Gwendolen A. Jull. "Magnetic Resonance Imaging and Ultrasonography of the Lumbar Multifidus Muscle: Comparison of Two Different Modalities." *Spine* 20.1 (1995): 54-58. [sekundární citace]

Hides, Julie A., Carolyn A. Richardson, and Gwendolen A. Jull. "Use of real-time ultrasound imaging for feedback in rehabilitation." *Manual therapy* 3.3 (1998): 125-131.

Hobden R., Tétreault S. (2014) Motor Control and the Injured and Healthy Artist. In: Levin M. (eds) Progress in Motor Control. Advances in Experimental Medicine and Biology, vol 826. Springer, New York, NY

Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. *Exp Brain Res.* 1997; 114: 362-370.

Hodges, Paul W. "Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability?." *Manual therapy* 4.2 (1999): 74-86.

Hodges, Paul W. "Ultrasound imaging in rehabilitation: just a fad?." (2005): 333-337.

Hodges, Paul W., and Carolyn A. Richardson. "Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis." *Spine* 21.22 (1996): 2640-2650.

Hodges, Paul W., and Carolyn A. Richardson. "Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task." *Neuroscience letters* 265.2 (1999): 91-94.

Hodges, Paul, et al. "Rapid atrophy of the lumbar multifidus follows experimental disc or nerve root injury." *Spine* 31.25 (2006): 2926-2933.

Hoepke H. Das Muskelspiel des Menschen. *Stuttgart Gustav Fischer Verlag*, 1957. [sekundární citace]

Holinka, M., et al. "Porovnání vybraných metod k posílení stabilizačních svalů bederní páteře u vertebrogenních pacientů." *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2016, 23, č.2

<https://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Teorie/Predn3/ttest.htm>

<https://www.cirquephysio.com/> Jennifer Crane, PT, Dr.

Jordáková, Adela. "Aktivace svalů břišní stěny visovým zatížením ramenního pletence-pilotní sonografická studie." (2015).

Kaping, Karsten, Björn O. Ång, and Eva Rasmussen-Barr. "The abdominal drawing-in manoeuvre for detecting activity in the deep abdominal muscles: is this clinical tool reliable and valid?." *BMJ open* 5.12 (2015): e008711.

Kiesel, Kyle B., et al. "Measurement of lumbar multifidus muscle contraction with rehabilitative ultrasound imaging." *Manual therapy* 12.2 (2007): 161-166.

Kjaer, Per, et al. "Are MRI-defined fat infiltrations in the multifidus muscles associated with low back pain?" *BMC medicine* 5.1 (2007): 2. [sekundární citace]

Kolář, Pavel, et al. "Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic low back pain." *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 42.4 (2012): 352-362.

Koppenhaver, Shane L., et al. "Rehabilitative ultrasound imaging is a valid measure of trunk muscle size and activation during most isometric sub-maximal contractions: a systematic review." *Australian Journal of Physiotherapy* 55.3 (2009): 153-169.

Koukoubis, T. D., et al. "An electromyographic study of arm muscles during climbing." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 3.2 (1995): 121-124.

Krause, M., et al. "Lumbar spine traction: evaluation of effects and recommended application for treatment." *Manual therapy* 5.2 (2000): 72-81. [abstrakt]

Langevin, Helene M., et al. "Ultrasound evidence of altered lumbar connective tissue structure in human subjects with chronic low back pain." *BMC musculoskeletal disorders* 10.1 (2009): 151.

Lee AY, Kim EH, Cho YW, Kwon SO, Son SM, Ahn SH. Effects of abdominal hollowing during stair climbing on the activations of local trunk stabilizing muscles: a cross-sectional study. *Ann Rehabil Med.* 2013; 37(6): 804-813.

Lee, Sai-wing, et al. "Relationship between low back pain and lumbar multifidus size at different postures." *Spine* 31.19 (2006): 2258-2262. [sekundární citace]

Macdonald JH, Callender N. Athletic Profile of Highly Accomplished Boulderers. *Wilderness & environmental medicine.* 2011; 22. 140-143.

Macintosh, Janet E., et al. "The morphology of the human lumbar multifidus." *Clinical biomechanics* 1.4 (1986): 196-204. [sekundární citace]

Mayer F, Baur H, Hirschmuller A, Heitkamp HC, Horstmann T, Dickhuth HH. The quantification of reciprocal shoulder strength relation in various working modes at different movement velocities.

McCann PD, Wootten ME, Kadaba MP, Bigliani LU. A kinematic and electromyographic study of shoulder rehabilitation exercises. *Clin Orthop*. 1993; 288, 179-188.

McGill, Stuart M., et al. "Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine." *Journal of electromyography and kinesiology* 13.4 (2003): 353-359.

McMeeken, J. M., et al. "The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis." *Clinical Biomechanics* 19.4 (2004): 337-342. [sekundární citace]

Misuri G, Colagrande S, Gorini M, Iandelli I, Mancini M, Duranti R, Scano G. In vivo ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects. *Eur Respir J*. 1997; 10: 2861-2867.

Misuri, G., et al. "In vivo ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects." *European Respiratory Journal* 10.12 (1997): 2861-2867.

Nachemson, Alf. "Lumbar intradiscal pressure: experimental studies on post-mortem material." *Acta Orthopaedica Scandinavica* 31.sup43 (1960): 1-104. [sekundární citace]

Neuhof A, Hennig FF, Schoffl I, Schoffl V. Injury risk evaluation in sport climbing. *Int J Sports Med*. 2011; 32: 794-800.

Noormohammadpour, Pardis, et al. "Reversal time of postprandial changes of the thickness of abdominal muscles employing ultrasound measurements." *Manual therapy* 20.1 (2015): 194-199.

Ota, Megumi, et al. "Age-related changes in the thickness of the deep and superficial abdominal muscles in women." *Archives of gerontology and geriatrics* 55.2 (2012): e26-e30. [sekundární citace]

Oxland, Thomas R. "Fundamental biomechanics of the spine—What we have learned in the past 25 years and future directions." *Journal of biomechanics* 49.6 (2016): 817-832.

Oxland, Thomas R., and Manohar M. Panjabi. "The onset and progression of spinal injury: a demonstration of neutral zone sensitivity." *Journal of biomechanics* 25.10 (1992): 1165-1172. [sekundární citace]

Panjabi, Manohar M. "Clinical spinal instability and low back pain." *Journal of electromyography and kinesiology* 13.4 (2003): 371-379.

Panjabi, Manohar M. "The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement." *Clinical Spine Surgery* 5.4 (1992): 383-389.

Panjabi, Manohar M. "The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis." *Clinical Spine Surgery* 5.4 (1992): 390-397.

Panjabi, Manohar, et al. "Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model." *Spine* 14.2 (1989): 194-200.

Pasanen, Kati, et al. "Low back pain in young basketball and floorball players." *Clinical Journal of Sport Medicine* 26.5 (2016): 376-380.

Pasanen, Kati, et al. "Neuromuscular training and the risk of leg injuries in female floorball players: cluster randomised controlled study." *Bmj* 337 (2008): a295. [sekundární citace]

Platzer, Werner. „Color Atlas of Human Anatomy, Vol.1 Locomotor System“, 5th revised edition, Thieme, Stuttgart, New York, 2004, ISBN 3-13-533305-1 (GTV), ISBN 1-58890-159-9 (TNY)

Rankin, Gabrielle, Maria Stokes, and Dianne J. Newham. "Abdominal muscle size and symmetry in normal subjects." *Muscle & nerve* 34.3 (2006): 320-326.

Rho, Monica, et al. "Gender differences on ultrasound imaging of lateral abdominal muscle thickness in asymptomatic adults: A pilot study." *PM&R* 5.5 (2013): 374-380.

Richardson C, Hodges PW, Hides J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain. 2nd. ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2004.

Roussouly, Pierre, and João Luiz Pinheiro-Franco. "Sagittal parameters of the spine: biomechanical approach." *European Spine Journal* 20.5 (2011): 578.

Sato, Tsuyoshi, et al. "Low back pain in childhood and adolescence: assessment of sports activities." *European Spine Journal* 20.1 (2011): 94-99. [sekundární citace]

Schimmel, Janneke JP, et al. "No effect of traction in patients with low back pain: a single centre, single blind, randomized controlled trial of Intervertebral Differential Dynamics Therapy®." *European spine journal* 18.12 (2009): 1843. [abstrakt]

Sheel, A. W. "Physiology of sport rock climbing." *British journal of sports medicine* 38.3 (2004): 355-359.

Shirazi-Adl, A., and M. Parnianpour. "Load-bearing and stress analysis of the human spine under a novel wrapping compression loading." *Clinical Biomechanics* 15.10 (2000): 718-725. [abstrakt]

Schöffl V, Winkelmann HP. Accident statistics at „indoor climbing walls“. *Sportverletz Sportschaden*. 1999; 13: 14-16.

Skaličková-Kováčiková V., Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty, první vydání, 2017, RL Corpus Olomouc, ISBN 978-80-270-2292-2

Solomonow, M., et al. "Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissue." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 13.4 (2003): 381-396. [sekundární citace]

Springer, Barbara A., et al. "Relationships among lateral abdominal muscles, gender, body mass index, and hand dominance." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 36.5 (2006): 289-297.

Stokes, M., G. Rankin, and D. J. Newham. "Ultrasound imaging of lumbar multifidus muscle: normal reference ranges for measurements and practical guidance on the technique." *Manual therapy* 10.2 (2005): 116-126.

Stokes, Maria, et al. "Rehabilitative ultrasound imaging of the posterior paraspinal muscles." *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 37.10 (2007): 581-595.

Tahan, Nahid, et al. "Measurement of superficial and deep abdominal muscle thickness: an ultrasonography study." *Journal of physiological anthropology* 35.1 (2016): 17.

Taylor, Dean C., et al. "Viscoelastic properties of muscle-tendon units: the biomechanical effects of stretching." *The American journal of sports medicine* 18.3 (1990): 300-309.

Tervo, Taru, and Anna Nordström. "Science of floorball: a systematic review." *Open access journal of sports medicine* 5 (2014): 249.

Teyhen, Deydre. "Rehabilitative Ultrasound Imaging Symposium, May 8-10, 2006, San Antonio, Texas." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 36.8 (2006): A-1.

Thomas Adrian, Charnock Kim, *Anatomy In The Air*, ústní sdělení

Tunås, Paula, Agnethe Nilstad, and Grethe Myklebust. "Low back pain in female elite football and handball players compared with an active control group." *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 23.9 (2015): 2540-2547. [sekundární citace]

Van Holsbeeck, M. T., and J. H. Introcaso. "Sonography of muscle." *Musculoskeletal ultrasound* 2 (2001): 23-75.

Véle, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Triton, Praha, 2006, ISBN 80-7254-837-9

Véle, František. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Triton, Praha, 2012, ISBN 978-80-7387-608-1

Verri, Alessandro, and Tomaso Poggio. "Motion field and optical flow: Qualitative properties." *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence* 11.5 (1989): 490-498. [sekundární citace]

Vojta, Václav, and Annegret Peters. *Das vojta-prinzip: muskelspiele in reflexfortbewegung und motorischer ontogenese*. Springer-Verlag, 2007.

Vystrčilová M, Kračmar B, Novotný P. Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. *Rehab a fyzik lék*. 2006; 2: 92-98.

- Wallwork, Tracy L., et al. "The effect of chronic low back pain on size and contraction of the lumbar multifidus muscle." *Manual therapy* 14.5 (2009): 496-500. [sekundární citace]
- Whittaker, Jackie L., and Maria Stokes. "Ultrasound imaging and muscle function." *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 41.8 (2011): 572-580.
- Whittaker, Jackie L., et al. "Rehabilitative ultrasound imaging: understanding the technology and its applications." *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 37.8 (2007): 434-449.
- Whittaker, Jackie L., Martin B. Warner, and Maria J. Stokes. "Induced transducer orientation during ultrasound imaging: effects on abdominal muscle thickness and bladder position." *Ultrasound in medicine & biology* 35.11 (2009): 1803-1811.
- White, Augustus A., and Manohar M. Panjabi. *Clinical biomechanics of the spine*. Vol. 2. Philadelphia: Lippincott, 1990.
- Wilke, Hans-Joachim, et al. "Stability Increase of the Lumbar Spine With Different Muscle Groups: A Biomechanical In Vitro Study." *Spine* 20.2 (1995): 192-197. [sekundární citace]
- Williams, Mathew, et al. "Multifidus spasms elicited by prolonged lumbar flexion." *Spine* 25.22 (2000): 2916-2924. [sekundární citace]
- Wong EKL, Gabriel YF. Strength profiles of shoulder rotators in healthy sport climbers and nonclimbers. *J of Athl Train*. 2009; 44 (5): 527-530.
- Yang, King H., and A. I. King. "Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain." *Spine* 9.6 (1984): 557-565. [sekundární citace]