

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu

Změny pohyblivosti trupu ve vztahu k posturální stabilitě

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD.

Vypracovala:

Bc. Monika Kocourková

Praha, duben 2019

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

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

Poděkování

Ráda bych poděkovala doc. Ing. Monice Šorfové, PhD. za odborné vedení práce, přínosné připomínky, pomoc a trpělivost. Děkuji Ing. Petru Kubovému za poskytnutí technického zázemí v laboratoři BEZ, UK FTVS. Dále děkuji Mgr. Michaele Středové za všechny rady a taky pomoc při extrakci potřebných dat ze systému Qualisys. V neposlední řadě děkuji i mojí rodině a přátelům za všechnu jejich podporu, pomoc a shovívavost v průběhu příprav a psaní této práce.

Abstrakt

Název: Změny pohyblivosti trupu ve vztahu k posturální stabilitě

Cíle: Hlavním cílem této práce bylo kvantitativní pozorování segmentální pohyblivosti trupu v 3D prostoru při flexi paže a vytvoření fenoménů sdruženého pohybu jednotlivých segmentů páteře. Dalším cílem bylo ověření vlivu modifikací měření na provedení pohybu a vztahení daného pohybu paže a segmentální pohyblivosti trupu ke změnám zatížení dolních končetin.

Metody: Samotné měření bylo provedeno na 23 asymptomatických mužích ve věku 20 – 30 let. Ve 3 modifikacích měření pohybu – bez zátěže, se zátěží a se zátěží a výdrží v pozici předpažení, provedli probandi 5 opakování flexe pravé paže v sagitální rovině. Pohyb byl snímán markery systému Qualisys za současného stoje na 2 stabilometrických plošinách Kistler.

Výsledky: U většiny probandů byl provedený segmentální pohyb páteře opakovatelný. Bylo možné jej vzájemně porovnávat mezi probandy a vytvořit fenomény sdruženého pohybu páteře. Zvýšená zátěž paže a výdrž v pozici předpažení způsobila v sagitální rovině zvýšení výchylek jednotlivých segmentů páteře. Zvýšení zátěže dále vedlo k prokazatelně větším změnám zatížení dolních končetin. Propojení mezi segmentálními pohyby trupu při pohybu paže a změnami zatížení dolních končetin se nepotvrdilo.

Klíčová slova: hrudní páteř, flexe paže, qualisys, stabilometrie

Abstract

Title: Changes of trunk mobility in relation to postural stability

Objectives: The main aim of this work was to quantitatively observe segmental trunk mobility in 3D space during flexion of arm and create coupled pattern phenomena of particular spine segments. Additional aim was to verify the effect of modification of the measurements on movement performance and to relate the given movement of the arm and the segmental trunk mobility to changes in the load of the lower extremities.

Methods: The measurement itself was performed on 23 asymptomatic males aged 20 - 30. In 3 modifications of the motion measurement - no load, with load and with load and hold with arm forward, probands performed 5 repetitions of right arm flexion in the sagittal plane. The motion was scanned by system Qualisys markers while standing on 2 Kistler stabilometric platforms.

Results: In most probands, the segmental movement of the spine was repeatable. It was possible to compare it between probands and create coupled pattern phenomena of the spine. The increased arm load and hold with arm forward caused an increase in the deflections of the particular spine segments in sagittal plane. Furthermore, the increase in load has led to demonstrably greater load changes in the lower extremities. The link between the segmental trunk mobility during arm movement and the changes in the lower extremities load was not confirmed.

Keywords: thoracic spine, arm flexion, qualisys, stabilometry

Obsah

1. Úvod.....	9
2. Teoretické východiska práce.....	11
2.1 Anatomie.....	11
2.2 Kineziologie a Biomechanika	13
2.2.1 Kineziologie a biomechanika páteře	13
2.2.1.2 Fyziologické zakřivení.....	15
2.2.1.5 Pohyblivost páteře	16
2.2.1.3 Stabilita páteře.....	18
2.2.1.4 Postura a dýchání.....	20
2.2.2 Kineziologie a biomechanika pletence horní končetiny	20
2.2.3 Kineziologie a biomechanika ramenního kloubu	22
2.2.3.1 Skapulohumerální rytmus.....	22
2.2.3.2 Pohyby v ramenním kloubu	23
2.2.3.3 Stupně volnosti ramenního kloubu.....	25
2.2.3.4 Dynamická stabilizace ramenního kloubu	25
2.3 Zřetězení pohybu	26
2.4 Kinematická analýza pohybu – Qualisys	26
2.5 Kistler	27
2.7 Přehled literatury.....	29
2.7.1 Vývoj použitých zobrazovacích metod.....	29
2.7.2 Vztah segmentálního pohybu hrudní páteře a pohybu horní končetiny.....	30
2.7.3 Vztah hrudníku a posturální stability	33
3. Cíle a úkoly práce, hypotézy	35
4. Metodika práce.....	37
5. Výsledky	40
5.1 Stručný kineziologický rozbor probandů	40
5.2 Výsledky Qualisys.....	43
5.2.1 Popis pohybu markeru na proc. spinosus L5	43
5.2.1.1 Osa x – laterolaterální.....	43
5.2.1.2 Osa y – anteroposteriorní	46
5.2.2 Popis pohybu markeru C7, Th6, Th9 a Th12 v anteroposteriorním směru.....	47
5.2.2.1 1. měření	47
5.2.2.2 2. měření	49
5.2.2.3 3. měření.....	50

5.2.3 Popis pohybu markeru C7, Th6, Th9 a Th12 v laterolaterálním směru	51
5.2.3.1 1. měření	51
5.2.3.2 2. měření	53
5.2.3.3 3. měření	54
5.2.4 Porovnání výchylek markerů C7, Th6, Th9 a Th12 v rámci 1. a 3. měření	54
5.2.4.1 Osa x - laterolaterální	54
5.2.4.2 Osa y – anteroposteriorní	56
5.3 Výsledky Kistler	57
5.3.1 Popis procentuálního zatížení dolních končetin	57
5.3.1.1 1. měření	57
5.3.1.2 2. měření	58
5.3.1.3 3. měření	60
5.3.2 Rozdíl zatížení dolních končetin mezi 1. a 3. měřením	61
5.3.3 Vztah mezi výsledky Qualisys a Kistler	62
6. Diskuze	63
7. Závěr	69
Zdroje	71
Přílohy	76

Seznam použitých symbolů a zkratek

bil.	bilaterálně
m.	musculus
mm.	musculi
L	levá
P	pravá
proc.	processus
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
LBP	low back pain
COP	centre of pressure
COM	centre of mass
DOF	degree of freedom
QTM	Qualisys Track Manager
AIM	automatická identifikace modelu
MS Excel	Microsoft Excel
EMG	elektromyografie

1. Úvod

Pozorování polohy lopatky, ramenního kloubu a tvaru páteře spolu s celkovou posturální stabilitou jsou nepostradatelnou součástí komplexního vyšetření pohybového aparátu. Posouzení jejich vzájemného postavení, regionálního propojení a segmentální pohyblivosti je důležité k bližšímu pochopení původu a mechanismu vzniku muskuloskeletálních obtíží.

V klinické praxi se stále častěji setkávám se snahou o lepší posouzení rozvíjení páteře v rámci jednotlivých segmentů páteře, při aktivně prováděných pohybech. Také vnímám obecně zvýšený zájem jak o hrudník jako takový, tak i hrudní páteř. Stále častěji se v běžné fyzioterapeutické praxi využívá terapeutický zásah v oblasti hrudníku a hrudní páteře k ovlivnění dané oblasti, ale i neuromuskulárních obtíží sousedících regionů, hlavně krční páteře a ramenního pletence.

Klinická praxe však neodpovídá tématům výzkumných prací, kde je hrudní páteř jednoznačně opomíjenou oblastí. Nemáme dostatečné vědomosti o rozvíjení jejich jednotlivých segmentů během aktivního pohybu ve fyziologických ani patologických stavech pohybového systému.

Oblast hrudní páteře má přirozeně sklon ke vzniku dysfunkcí, který vychází hlavně z omezení její pohyblivosti v rámci hrudního koše. Vzhledem k dnešnímu sedavému způsobu života bude dysfunkcí v oblasti hrudní páteře spíše přibývat, než naopak. Aktuální terapeutická snaha o docílení napřímění hrudní páteře k umožnění její opětovné plné rotability vychází z anatomických a kineziologických znalostí oblasti. Nicméně úplného napřímění hrudní páteře nelze u množství patologických stavů pohybového aparátu docílit. Pro zvýšení cílenosti a specifčnosti terapeutického zásahu považuji za nezbytné podrobné zkoumání oblasti. Bez dostatečného pochopení fyziologického rozvíjení a vztahů oblasti při aktivním pohybu, považuji za nemožné dostatečně, cíleně a hlavně dlouhodobě oblast ovlivnit.

Vzhledem k výše uvedeným skutečnostem bylo cílem práce kvantifikovat pohyb jednotlivých segmentů páteře, s důrazem na hrudní páteř, během unilaterálního pohybu paže. Na základě vědomostí o vzájemné regionální propojenosti ramenního pletence a trupu očekávám, že při pohybu paže dojde ke specifickému opakovatelnému rozvoji jednotlivých segmentů páteře. Očekávám, že ztížení podmínek měření bude vést ke zvýšenému rozvíjení jednotlivých segmentů páteře a ke zvětšení nároků na posturální stabilizaci ve formě zvýšení změn zatížení dolních končetin v průběhu pohybu paže. Také očekávám, že pokud k popisovanému pohybu jednotlivých segmentů páteře nedojde, nejspíše z důvodu dysfunkce v oblasti, bude možné zaznamenat větší změny zatížení dolních končetin jako kompenzaci v rámci posturální stabilizace.

2. Teoretické východiska práce

2.1 Anatomie

2.1.1 Anatomie páteře

Kostra páteře je tvořena obratli. Obratel se skládá z obratlového těla, obratlového oblouku a výběžků. Velikost a tvar jednotlivých obratlů a jejich částí se liší dle umístění v rámci páteře. Krční páteř tvoří 7 obratlů uspořádaných do konkávní krční lordózy, v horní části esovitého zakřivení páteře. Hrudní páteř se skládá z 12 obratlů uspořádaných do konvexní hrudní kyfózy. Jednotlivé hrudní obratle, jejich spojení se žebry a hrudní kostí vytváří kostru hrudního koše. Bederní páteř tvořena 5 obratli je druhou konkávní lordotickou křivkou tvořící dolní část esovitého zakřivení páteře. Kost křížová je srostlá z 5 křížových obratlů. Páteř ukončuje 4 – 5 navzájem srostlých kostrčních obratlů, kost kostrční (Čihák, 2011).

Spojení na páteři dle Čiháka (2011):

1. Chrupavčité – pohyblivé spojení zprostředkované meziobratlovými destičkami.
2. Vazivové – dlouhé vazy přemostují obratle po celé délce; krátké vazy spojují oblouky a výběžky sousedících obratlů.
3. Kloubní – meziobratlové klouby na výběžcích jednotlivých obratlů.

Svaly zad jsou uspořádané do čtyř vrstev. První vrstvu, uloženou povrchově, tvoří m. trapezius a m. latissimus dorsi. Druhou vrstvu tvoří m. rhomboidei a m. levator scapulae. Ve třetí vrstvě se nachází m. serratus posterior superior a m. serratus posterior inferior. Poslední čtvrtá vrstva je tvořena vlastními, tzv. autochtonními, zádovými svaly.

Autochtonní zádové svaly společně označujeme jako m. erector trunci. Rozdělují se na 4 systémy. První, spinotransversální, systém je uložen nejvíce na povrchu a tvoří jej m. splenius, m. longissimus a m. iliocostalis. Druhý, spinospinální, systém je uložen více mediálně a je označován jako m. spinalis.

Transversospinální systém, neboli *m. transversospinalis*, je jako třetí v pořadí tvořen podsystémem dalších tří svalových skupin. Od povrchu směrem do hloubky to jsou *m. semispinalis*, *mm. multifidi* a *mm. rotatores*. Posledním autochtonním systémem je systém krátkých svalů hřbetních tvořený *mm. interspinales* a *mm. intertransversarii*.

Svaly hrudníku se rozdělují na thorakohumerální svaly, autochtonní svaly hrudníku a brániční. V povrchové, thorakohumerální, vrstvě se nachází *mm. pectorales*, *m. subclavius* a *m. serratus anterior*. Mezi autochtonní svaly hrudníku patří *mm. intercostales externi*, *interni* a *intimi*, *mm. subcostales* a *m. transversus thoracis*. Bránice se svým umístěním také zařazuje mezi svaly hrudníku. Rozlišujeme pravou a levou brániční klenbu a centrum tendineum. Dle své polohy se brániční klenby mohou dále dělit na *pars lumbalis*, *pars sternalis* a *pars costalis* (Čihák, 2011).

2.1.2 Anatomie ramenního pletence a paže

Kostru ramenního pletence tvoří klíční kost a lopatka, funkčně připojená k žebrům tzv. thorakohumerálním spojením. Pažní kost je k pletenci připojena prostřednictvím kloubní plochy na laterální hraně lopatky.

Sternoclaviculární kloub je tvořen *facies aticularis sternalis* klíčku a *incisura clavicularis* hrudní kosti. Mezi nimi je *discus articularis*, který slouží k vyrovnání neodpovídajících kloubních ploch. Krátké kloubní pouzdro je zesíleno ligamenty, umístěnými na okrajích styčných ploch. *Ligamentum costoclaviculare* spojuje klíček a první žebro.

Acromioclaviculární kloub má styčné plochy na klíčku a acromionu lopatky, mezi ně bývá vložen *discus articularis*. Kloubní pouzdro se upíná po okraji styčných ploch a je na horní straně zesíleno pomocí *ligamentum acromioclaviculare* (Čihák, 2011).

Vlastní ramenní kloub je kloub kulový, volný, s možností provádět flexi, extenzi, addukci, abdukci, zevní i vnitřní rotaci, a také cirkumdukci. Je tvořen hlavicí caput humeri a jamkou cavitas glenoidalis scapulae. Okraje kloubní jamky jsou rozšířeny do labrum glenoidale. Caput humeri zapadá do cavitas glenoidalis asi z jedné třetiny. Kloubní pouzdro je prostorné a volné, upíná se na collum anatomicum humeri. Pouzdro je až na dolní obvod zesíleno šlachami okolních svalů a vlastními ligamenty. Ramenní kloub kryjí ligamenta capsularia. Horní a zadní část pouzdra zesiluje ligamentum coracohumerale. Seshora je ramenní kloub částečně kryt processus coracoideus, akromionem a ligamentum cocacoacromiale. Na zevní straně pouzdro zesilují šlachy m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. teres minor. V axile je zesíleno šlachou m. subscapularis (Čihák, 2009; Linc, 2001).

Svaly horní končetiny můžeme rozdělit na svaly spinohumerální, thorakohumerální (viz. 2.1.1) a svaly vlastní končetiny. Mezi svaly ramenní a lopatkové patří m. deltoideus, m. supraspinatus, m. infraspinatus, mm. teres a m. subscapularis. K svalům paže řadíme na ventrální straně m. biceps brachii, m. coracobrachialis a m. brachialis. Na dorzální straně paže se nachází m. triceps brachii (Čihák, 2011).

2.2 Kineziologie a Biomechanika

2.2.1 Kineziologie a biomechanika páteře

Dle Véleho (2006) je osový orgán tvořený hlavou, páteří a pánví pomyslnou osou postavy. Jednotlivé segmenty určují vzhled postavy, neboli posturu, která se projevuje staticky držením těla a dynamicky pohybovým chováním. Páteř je nosník umožňující vzpřímené držení těla, účastní se udržení rovnováhy, určuje pohybovou osu těla a slouží jako ochrana nervových struktur (Rychlíková, 2002).

Páteř musí být dostatečně pevná a zároveň dostatečně pohyblivá. Správná funkce pohybové osy těla nemá vliv jen na obsah páteřního kanálu, ale i na správnou funkci celého pohybového ústrojí a vnitřních orgánů (Lewit, 2003).

Základní funkční jednotkou páteře je pohybový segment. Segment se skládá ze dvou sousedících obratlů a elastických tkání v prostoru mezi nimi, kde probíhá intersegmentální pohyb. Páteř je složena z 24 pohybových segmentů, první segment je mezi obratlem C1 a C2, poslední mezi obratlem L5 a S1.

Každý pohybový segment má 5 stavebních a funkčních komponent:

1. Nosná komponenta – obratle;
2. Fixační komponenta – meziobratlové vazy;
3. Hydrodynamická komponenta – meziobratlové destičky a cévní systém;
4. Kinetická komponenta – klouby páteře;
5. Kinematická komponenta – svaly (Dylevský, 2009).

Kompaktní část obratle přenáší 45 – 75% vertikálního zatížení, spongiózní část nese zbývající zatížení. Nejvíce mechanicky odolná jsou těla dolních hrudních a bederních obratlů s maximem v oblasti L5/S1, nesoucí největší zatížení dané hmotností celé horní poloviny těla. Výška těl obratlů kраниokaudálně narůstá až k poslednímu bedernímu obratli (Dylevský, 2009).

Meziobratlové ploténky absorbují statické a dynamické zatížení páteře. Skládají se ze dvou částí: anulus fibrosus a nucleus pulposus. Pokud je disk namáhán staticky, nucleus pulposus se oploští a prstence okolo se rovnoměrně napínají. Při dynamickém zatížení se obratle naklánějí, vazivový prstenec je na jedné straně stlačován a na druhé natahován a jádro se posouvá od stlačované strany (Dylevský, 2009).

Pohybový systém člověka je v neustálé interakci s okolními silami, tou hlavní je gravitační síla. Rovnováha těla je proto z fyzikálního pohledu vždy labilní, těžiště je vždy výš než opěrná plocha.

Těžiště těla stojícího člověka se nachází před kostí křížovou, tzv. promontorium, nad polovinou výšky těla. Jeho umístění je ovlivněno věkem, pohlavím, stavbou těla a neustále osciluje v souvislosti s dýcháním (Véle, 2006).

2.2.1.2 Fyziologické zakřivení

Páteř dospělého člověka je fyziologicky zakřivená v sagitální rovině. Esovitě zakřivení umožňuje pružné přenášení sil z oblasti dolních končetin na osový orgán. Zakřivení páteře zvyšuje pružnost a pevnost celého kostěného sloupce. V rovině sagitální krční lordóza plynule přechází do hrudní kyfózy s vrcholem v Th6 – Th7 a odtud do bederní lordózy.

Krční lordóza s vrcholem mezi C4 – C5 je způsobena tahem šíjových svalů. Dlouhý kyfotický oblouk hrudní páteře doplňuje páteřní lordózy. Hrudní kyfóza se podílí na tlumení nárazů vzniklých například při chůzi nebo běhu. Bederní lordóza s vrcholem mezi L3 až L4 souvisí s činností hlubokého zádového svalstva. Na vzniku lordóz má kromě činnosti svalového systému vliv také váha krčních a břišních orgánů, které působí tahem směrem dopředu a dolů. (Čihák, 2011; Dylevský, 2009).

Fyziologicky se v rovině frontální nevyskytuje žádné zakřivení, případná odchylka způsobí skoliotické držení nebo skoliózu (Rychlíková, 2002). Dle Dylevského (2009) má téměř každá páteř mírné stranové vybočení, které nazývá fyziologická skolióza. Je převážně dextrokonvexní, nejpatrnější mezi Th3 – Th5, vyvolaná kompenzací šikmého sklonu pánve.

2.2.1.5 Pohyblivost páteře

Pohyblivost páteře je dána součtem pohybů v jejich segmentech. Rozsah pohybu v každém segmentu určuje tvar a sklon obratlových trnů, tvar kloubních ploch a výška meziobratlové ploténky (Gross, 2005). Pohyb je usměrňován meziobratlovými klouby a napětím krátkých a dlouhých vazů, kloubních pouzder, fascií a svalů. Za charakter pohybu zodpovídá převážně tvar a uložení kloubních ploch (Rychlíková, 2002).

Z funkčního hlediska páteř dělíme jednak do úseků anatomicky odlišných a jednak do tzv. klíčových oblastí, což jsou místa přechodu jednotlivých úseků páteře.

Krční páteř je nepohyblivějším úsekem, obsahuje nejvíce pohyblivých segmentů a anatomicky diferenciováných svalů zajišťujících stabilitu. Většina pohybů této oblasti je komplexní. Z funkčního hlediska ji rozdělujeme na horní krční sektor (okciput – C1 – C2) a dolní krční sektor ((C3) – C4 – C7 – (Th1 – 4)).

Hrudní páteř je nejdelší a nejméně pohyblivá, což je podmíněno nízkými meziobratlovými ploténkami a spojením s žebry, klíční a hrudní kostí (Véle, 2006). Spojení žeber s hrudními obratli představuje nestabilní segment. Na hrudní páteři rozlišujeme horní sektor (Th 1 – Th 5) a dolní sektor (Th 6 – Th 12), které do sebe plynule přecházejí.

Bederní páteř je druhá nejvíce pohyblivá část páteře, což jí umožňuje výška meziobratlových plotének. Jde zároveň o nejvíce zatěžovaný úsek páteře. Uskutečňuje se zde přenos pohybu mezi trupem a pletencem dolních končetin. Bederní páteř převádí pohyby pánve při chůzi, sezení či stožení na vlnění a pružení celé páteře. Rozlišujeme horní bederní sektor ((Th 12) – L1 – (L2 – 3)) a dolní bederní sektor ((L3) - L4 – L5 – (S1)) (Véle, 2006).

V místech přechodu cervikothorakálního a thorakolumbálního dochází k náhlé změně z pohyblivého úseku páteře na pevný, a naopak, z čehož vyplývá zvýšené zatížení těchto oblastí (Gross, 2005). Dle Véleho (2006) jsou to místa

s největším výskytem funkčních poruch. Dle Lewita (2003) tyto oblasti zároveň vymezují riziková místa pro vznik traumat.

Cervikokraniální přechod je dle Véleho (2006) mechanicky značně namáhán, je mu umožněno vykonávat velký rozsah pohybu, hlavně do rotací. Současně je to místo vzniku hlubokých šíjových reflexů, čímž ovlivňuje posturální svalový tonus celého těla.

Cervikocervikální oblast mezi C4 – 5, a částečně i C5 – 6 má nízkou stabilitu a zároveň největší pohyblivost.

Cervikothorakální přechod je přechodem mezi nejpohyblivější a nejméně pohyblivou částí páteře. Samotný přechod je nejméně pohyblivý díky úponům svalů ramenního pletence. Nachází se zde mnoho proprioreceptorů.

Dalším rizikovým bodem páteře je střední hrudní páteř, končí zde cervikální a thorakální m. erector spinae a vzniká tak locus minoris resistentiae vzpřimovače trupu. Nejčastější typ skoliózy vzniká právě v oblasti hrudní páteře.

V thorakolumbálním přechodu se mění pohybový mechanismus Th páteře v mechanismus L páteře, porucha funkce způsobí spasmus vzpřimovače trupu, m. iliopsoas, m. quadratus lumborum a m. rectus abdominis.

Tlumení nárazů a přenos pohybu z DKK se uskutečňuje v přechodu lumbosakrálním (Lewit, 2003; Véle, 2006).

Páteř může vykonávat čtyři základní pohyby jako celek nebo v jednotlivých úsecích:

1. Anteflexe a retroflexe - maximální rozsah pohybu v sagitální rovině může být až 270°. V oblasti C páteře je možná flexe v rozsahu 30 – 35° a extenze 80 – 90°. V oblasti Th páteře 35 – 40° flexe a 20 – 25° extenze. V oblasti L páteře 55 – 60° flexe a 30 – 35° extenze.
2. Lateroflexe - celkový rozsah je 75° – 85°. V krční páteři 35 – 40°, v hrudní páteři 20 – 25°, v bederní páteři 20 – 30°. Při lateroflexi krční páteře dochází k současné rotaci obratlových těl do konvexity. V bederní páteři k současné rotaci nedochází, obratlové trny se přesto vychylují

důsledkem úklonové výchylky (při normální bederní lordóze obratlovými trny do konkavity).

3. Rotace - rozsah pohybu je 90°, na krční páteř připadá 70° (30 – 35° mezi C1/C2), na hrudní páteř 25 – 30° a na bederní páteř 5°.
4. Pérovací pohyby, které jsou zajištěny pružností meziobratlových plotének, mění především zakřivení páteře (Dylevský, 2009; Kolář, 2009).

Pohyb v jedné rovině je vždy asociován s pohybem v jiné rovině tzv. spinal coupling. Fenomén je dán jak rozdílným sklonem kloubních ploch, tak i zakřivením páteře a diferencovanou účastí jednotlivých svalů (Dylevský, 2009).

2.2.1.3 Stabilita páteře

Stabilita páteře je schopnost udržet v klidovém postavení i při všech fyziologických pohybech konfiguraci páteře danou tvarem obratlů i zakřivením páteře. Stabilitu zajišťují tři subsystémy:

1. pasivní – kosti, chrupavky, ligamenta;
2. aktivní – svaly;
3. neurální – řídí aktivní složku.

Stabilitu těla rozlišujeme na stabilitu globální a lokální.

Globální stabilitu zajišťují tzv. globální stabilizátory. Svaly často přesahují více kloubů a některé z nich jsou organizovány ve formě svalových smyček a řetězců. Volní pohyb je výsledkem především jejich činnosti. Účastní se na pohybu silovém, rychlém a méně přesném.

Lokální stabilitu zajišťují hlavně krátké, převážně jednokloubové svaly. Tyto tzv. lokální stabilizátory jsou tvořeny příčně pruhovaným svalstvem, vůlí jsou ale ovládnuty pouze málo, kontrahují se automaticky. Při kontrakci dochází k minimální změně jejich délky. Jejich funkcí je nastavovat jeden segment vůči druhému, jsou

důležité pro centraci kloubů. Funkci globálních a lokálních stabilizátorů od sebe nelze oddělit. Pro kvalitní funkci pohybového systému musí být funkční nejprve lokální stabilizátory, které vytvořením punctum fixum podmiňují ekonomickou práci globálních stabilizátorů (Suchomel, 2006).

Páteř, pánev, hrudník a pletence končetin vytvářejí pomocí stabilizační funkce svalů jakýsi pevný opěrný bod. Fyziologicky se během stabilizace zapojují nejdříve hluboké extenzory páteře a až při větších silových nárocích i povrchové svaly. Jejich funkce je pak vyvážena flekční synergií hlubokých flexorů krku a souhrou mezi bránicí, břišními svaly a svaly pánevního dna. Bránice se při stabilizaci kontrakcí oplošťuje, zvyšuje nitrobřišní tlak a vytváří viskózně - elastický sloupec, který je oporou pro bederní páteř. K vytvoření nitrobřišního tlaku je důležitá také správná aktivita pánevního dna. Nitrobřišní tlak pomáhají svojí aktivitou zvyšovat také břišní svaly. Zároveň fixací hrudníku brání jeho kraniálnímu souhybu a pracují jako synergisté bránice. Spolupráci narušují svalové dysbalance fixátorů hrudníku, blokády žeber a obratlů a další poruchy. Asynergie jednotlivých článků vede k zapojení horních fixátorů hrudníku při respiraci, nedostatečné přední stabilizaci páteře a přetížení extenzorů páteře, které musí přebírat práci za nefunkční hluboké svaly (Kolář, 2009). Oslabení hlubokého stabilizačního systému svalů vede dle Koláře (2009) k většímu zatížení plotének a k jejich možné traumatizaci.

Správná statika páteře je kromě správného svalového napětí ovlivněna také správným postavením kostěných částí, a to především pánve. Kvůli těsnému spojení pánve a páteře způsobí každá změna postavení pánve změnu v postavení páteře a tím naruší celý svalový systém (Rychlíková, 2002).

Dle Lewita (2003) se na stabilitě osového orgánu velkou mírou podílí také chodidlo. Všechny poruchy funkce chodidla jako jsou blokády kloubů, TrP, příčné a podélné plochonoží nebo poruchy percepce se projeví změnou stability celého těla.

2.2.1.4 Postura a dýchání

Dýchání má vliv na celkovou posturální aktivitu. „*Dýchací pohyby ovlivňují pohyb obratlů v malém rozsahu, avšak trvale*“ (Véle 2006). Střídáním dechových fází s tendencí k extenzi při nádechu a k flexi při výdechu dochází ke stálým nepatrným mobilizacím páteře jako celku. V případě nesprávného dýchání zjišťujeme paradoxní pohybové vzory a naopak špatné držení těla má vliv na nesprávný stereotyp dýchání. Dýchací svaly se tedy rovněž účastní na vnitřní stabilizaci osového orgánu (Véle 2006). „Má-li být udržena pružná sektorová stabilita v oblasti osového orgánu, je nutno zachovat volnou pohyblivost páteřních sektorů, kterou lze pozorovat během dechové vlny plynule probíhající podél páteře během respiračního cyklu“ (Véle, 2006). Při nádechu i výdechu postupuje dechová vlna od břicha, přes střední hrudník a končí v hrudním prostoru. Je možné vidět převahu jednotlivých etází ve vztahu k pohlaví a věku. U mužů převažuje střední hrudní, u žen horní hrudní a u dětí břišní typ dýchání. Rekonstrukcí plynulého průběhu dechové vlny lze obnovit individuální pružnou pohyblivost páteře (Véle, 2006).

2.2.2 Kineziologie a biomechanika pletence horní končetiny

Discus articularis sternoclaviculárního kloubu kromě vyrovnávání prostoru mezi neodpovídajícími kloubními plochami, také pohlcuje drobné nárazy přenášené z klíčku na sternum a plní stabilizační funkci v řetězci kostěných segmentů pažního pletence. Díky disku jsou pohyby v kloubu možné všemi směry jako u kloubu kulového, ale pouze v malém rozsahu. Největší pohyblivost claviculy je dopředu a dozadu. Tyto pohyby jsou důležité jako součást pohybu lopatky, a tím i jamky ramenního kloubu.

Acromioclaviculární kloub je funkčně kulový a jeho štěrbina probíhá vertikálně. Čisté pohyby jsou posuny minimálních rozsahů omezené okolními vazy (Dylevský, 2009).

Při pohybech claviculy současně probíhá pohyb i v obou kloubech, sternoclaviculárním a acromioclaviculárním. Pohyb je nevelkého rozsahu, přesto však často dochází k jeho funkčním poruchám (Rychlíková, 2002). Pohyb mezi klíčkem a lopatkou s převahou tahu kaudálním směrem ovlivňuje i ligamentum coracoclaviculare (Čihák, 2011).

Acromion spolu s processus coracoideus je značně namáhanou částí lopatky. Jejich stabilizaci a zpevnění zajišťuje lig. coracoacromiale. Toto ligamentum neboli fornix humeri přemostňuje hlavici pažní kosti a omezuje míru abdukce humeru na 90°. Ligamentum není součástí žádného kloubu. Mezi vazem a pouzdrem ramenního kloubu je asi půl centimetru vysoký prostor, umožňující průběh šlach některých rotátorů ramenního kloubu (Čihák, 2011; Rychlíková, 2002; Linc, 2001).

Scapulothorakální spojení je propojení osově kostry a lopatky pomocí klíčku a svalů ramenního pletence. Nejde o kloubní, nýbrž funkční spojení. Štěrbiny mezi svaly na přední ploše lopatky a hrudní stěnou vyplňuje řídké vmezežené vazivo. Biomechanické vlastnosti vaziva umožňují klouzavý pohyb a jsou předpokladem pro posuny lopatky. Tento způsob připojení propůjčuje lopatce velkou pohyblivost. Ve výchozí pozici je lopatka umístěna na druhém až sedmém žebře, přičemž vnitřní okraj lopatky je rovnoběžný se střední rovinou. Lopatka může vykonávat posuvné a otáčivé pohyby, elevaci v rozsahu 55°, depresi v rozsahu 5°, abdukci/protrakci v rozsahu 10° a addukci/retrakci v rozsahu 10°. Rozsah rotačních pohybů je přibližně 30°. (Dylevský, 2009; Linc, 2001).

Svalový korzet pletence horní končetiny je funkčně velmi důležitý vzhledem k propojení kostěných segmentů pouze dvěma synoviálními klouby. Scapulothorakální a subakromiální spojení zůstávají „volné“. Pletenec je vystaven tahové i tlakové zátěži, která se za fyziologických podmínek vzájemně vyrovnávají. Pokud se výrazně zvýší podíl tahové zátěže, přenáší se do sternoklavikulárního

skloubení a vyvolává zvýšené pnutí kloubního pouzdra spolu s reflexně spjatou aktivací m. trapezius a m. pectoralis minor. Přenos tlakové zátěže vede obvykle přes kloubní jamku lopatky na první žebra. Pohyb pletence je vždy komplexní. Pohyb paže vyvolá změnu polohy lopatky v jejím vztahu k hrudní stěně. Klíční kost při pohybu představuje vzpěru, která tyto pohyby vymezuje. Vzájemnou pohyblivost klíčku a lopatky ovlivňuje tuhost acromioclaviculárního kloubu, a tím limituje hybnost horní končetiny (Dylevský, 2009).

2.2.3 Kineziologie a biomechanika ramenního kloubu

Dle Véleho (2006) se kloubem ramenním v praxi míní složitý komplex, který se skládá z kulovitého kloubu glenohumerálního a z kloubů akromioklavikulárního a sternoklavikulárního. Dále sem patří spojení skapulothorakální, které umožňuje pohyb lopatky po hrudníku, a spojení subakromiální, ve kterém při abdukci paže dochází k řasení kloubní burzy.

2.2.3.1 Skapulohumerální rytmus

Dle Grosse (2005) skapulohumerální rytmus v širším slova smyslu popisuje integrovaný pohyb všech součástí pletence ramenního, nezbytný k dosažení plné elevace paže, protože všechny klouby musí při tomto pohybu pracovat současně.

Na celkové 180 stupňové elevaci paže se glenohumerální kloub podílí v počátečních 120° a zbytek probíhá v skapulothorakálním spojení (Dylevský, 2009).

Na začátku pohybu v glenohumerálním kloubu je souhyb lopatky téměř nulový. V úseku od 30° do 170° se objevuje konstantní vzájemný poměr pohybu pažní kosti a lopatky. Gross (2005) udává, že na každých 15° pohybu připadá 10° v glenohumerálním kloubu a 5° rotace lopatky. Během prvních 90° abdukce paže se

prostřednictvím sternoclaviculárního kloubu odehrává elevace klíčku asi o 40°. S pokračující elevací musí dojít k rotaci klíční kosti v acromioclaviculárním skloubení o 45 – 50° směrem dozadu. Při nemožnosti provedení pohybu, nelze dosáhnout plné rotace lopatky a elevace paže (Gross, 2005; Dylevský, 2009).

2.2.3.2 Pohyby v ramenním kloubu

Dle Grosse (2005) je skutečný pohyb ramenního kloubu za reálných podmínek spíše synchronizovaný, nikoliv izolovaný. Kloubní vůle i rozsah pohybu v ramenním kloubu jsou ve srovnání s acromioclaviculárním a sternoclaviculárním kloubem mnohem výraznější. Jsou omezovány spíše pružným tahem elastických svalů, které přitlačují hlavici humeru do kloubní jamky, nikoliv volným kloubním pouzdrem (Véle, 2006).

Pohyby ramenního kloubu jsou možné ve třech rovinách – sagitální, frontální a transverzální. Základními pohyby jsou:

- Abdukce (ve frontální rovině) probíhá ve třech fázích:
 1. fáze (0° - 90°) - zapojují se hlavně m. deltoideus a m. supraspinatus, přičemž Véle (2006) uvádí, že na začátku pohybu se více uplatňuje m. supraspinatus a v průběhu pohybu si svaly úlohu vymění. V 90° je rameno „uzamknuto“ nárazem tuberculum majus na horní část fossa glenoidalis.
 2. fáze (90° - 150°) - pohyb pokračuje s účastí ramenního pletence, rotací lopatky a klíčku. Pohybu se účastní také akromioclaviculární a sternoclaviculární kloub. Současně se zapojují m. trapezius a m. serratus anterior, které tvoří dvojici na úrovni thorakoscapulárního spojení. Pohyb je omezen asi ve 150° odporem m. latissimus dorsi a m. pectoralis major.
 3. fáze (150° - 180°) - pro umožnění plného rozsahu pohybu je nutný i souhyb páteře, dochází k prohloubení bederní lordózy.

- Addukce je možná do 20° - 40°, jen pokud je zkombinovaná s mírnou flexí paže. Pohyb je možno provést i v kombinaci s extenzí paže, ale je malého rozsahu. Podílí se na ní m. latissimus dorsi, m. pectoralis major a m. teres major (Kapandji, 1982; Véle, 2006).
- Flexe (v sagitální rovině) probíhá ve třech fázích:
 1. fáze (0° - 60°) – zapojují se přední vlákna m. deltoideus, m. coracobrachialis a klavikulární část m. pectoralis major. Pohyb je limitován napětím lig. coracohumerale a odporem m. teres minor, m. teres major a m. infraspinatus.
 2. fáze (60° - 120°) – lopatka rotuje kraniálně v rozsahu 60° a klíček rotuje kolem podélné osy. Pohyb provádí m. trapezius a m. serratus anterior. Limitován je napětím m. latissimus dorsi a sternokostálních vláken m. pectoralis major.
 3. fáze (120° - 180°) – po vyčerpání pohybu v ramenním kloubu i thorakoscapulárním spojení, dochází ke zvýšení bederní lordózy.
- Extenze je možná v rozsahu do 40°, podílí se na ní m. latissimus dorsi, m. teres major a zadní část m. deltoideus (Kapandji, 1982; Véle, 2006).
- Vnitřní rotace je zajištěna pomocí m. latissimus dorsi, m. teres major, m. subscapularis a m. pectoralis major. Rozsah pohybu je dle Véleho (2006) až 95° (při výchozí pozici paže v upažení u těla s 90° flexí v lokti).
- Zevní rotaci provádí m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis a m. teres minor. Rozsah pohybu je podle Véleho (2006) 40 – 60°.
- Horizontální addukce (v transverzální rovině) je pohyb abdukované paže vpřed v maximálním rozsahu 135°. Provádí ji přední část m. deltoideus, m. pectoralis major, m. coracobrachialis a m. subscapularis.
- Horizontální abdukce, pohyb abdukované paže vzad, je možný v rozsahu 40° - 50°. Podílí se na ní zadní část deltového svalu, m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor, m. teres major a m. latissimus dorsi (Kapandji, 1982; Véle, 2006).

Výše popsané základní pohyby v ortogonálních směrech se používají k testování, běžné pohyby mají častěji charakter diagonální, který je doprovázen rotační složkou (Véle, 2006).

2.2.3.3 Stupně volnosti ramenního kloubu

Stupně volnosti (degrees of freedom, dále DOF) specifikují pozici a orientaci každého 3D objektu. DOF jsou definovány jako základní nezávislé veličiny, které popisují stav systému. Jsou to základní veličiny směru posuvu a rotace, kterými se může těleso pohybovat. Tyto směry a rotace jsou odvozeny od základního souřadnicového systému.

Každý kloub v ramenním pletenci má tři stupně volnosti, tedy pro čtyři klouby celkem 12. Klíční kost a lopatka provádějí některé pohyby současně. Výsledkem tedy je 7 DOF pro pohyb paže, 4 DOF pro ramenní pletenec a 3 DOF pro glenohumerální kloub (Neumann, 2016).

2.2.3.4 Dynamická stabilizace ramenního kloubu

Z mechanického hlediska je funkčně centrované postavení kloubu poloha, ve které kloub nejlépe odolává vnější mechanické statické zátěži. Funkčně centrovaný kloub má optimální rozložení tlaku na kloubních plochách ve smyslu rovnoměrnosti jeho distribuce. Centrované postavení v kloubu udržuje rovnováha mezi svaly s antagonistickou funkcí (Kolář, 2009).

Postavení lopatky a tím i kloubní jamky ovlivňuje několik svalových dvojic, které mají zásadní význam pro klidové nastavení segmentů ramenního kloubu. Rozdíl v aktivaci těchto svalů umožňuje nejen pohyb lopatky, ale také její fixaci v libovolné poloze:

1. Dvojice mm. rhomboidei a m. serratus anterior vyvažuje polohu lopatky při rotaci. Smyčka působí při vzpažování propnuté paže, kdy aktivací m. serratus anterior dojde k pohybu dolního úhlu lopatky nahoru, což umožní pohyb natažené paže.
2. Dvojice m. levator scapulae a dolní část m. trapezius působí na elevaci a depresi lopatky.
3. Dvojice m. pectoralis minor a horní část m. trapezius působí depresi a elevaci ramene.
4. Horní a střední část m. serratus anterior spolu se střední částí m. trapezius fixují lopatku, ve smyslu abdukce a addukce (Véle, 2006).

2.3 Zřetězení pohybu

Svaly různých vrstev páteře tvoří ucelený komplexní systém z různě dlouhých svalových snopců umožňující realizaci složitých pohybů mezi jednotlivými segmenty těla. Existuje řada vzájemně se křížících různě dlouhých řetězců se stabilizačním účinkem na osový orgán a tím i na držení těla. Svalové řetězce integrují funkci osového orgánu do jednoho celku a umožňují jejich vzájemný pohyb.

Stabilizace osového orgánu je zabezpečena pružnou vnitřní segmentální stabilizací páteře, k zachování dynamické flexibility segmentů, a pružnou zevní celkovou stabilizací těla, pro udržování polohy i pro pohyb (Véle, 2006).

2.4 Kinematická analýza pohybu – Qualisys

Qualisys je systém pro sledování pohybu měřeného objektu v reálném čase s využitím pasivních či aktivních markerů s reflexním povrchem. Ke sledování

využívá soustavy vlastních vysokofrekvenčních infračervených kamer umístěných v 3D prostoru. Kamery mohou souběžně zachytávat rychloběžný videozáznam prováděného pohybu (Qualysis, 2011). „*Pokud sledujeme markery na obou bočních stranách těla, musí být každá strana snímána alespoň ze dvou kamer, další kameru je vhodné umístit proti pohybujícímu se jedinci*“ (Janura, 2004).

Software, v jehož prostředí lze zaznamenávat, ale také dále zpracovávat a vyhodnocovat naměřené 3D údaje, se nazývá Qualisys Track Manager (dále QTM). QTM automaticky detekuje všechny kamery systému Qualisys. Před samotným měřením je potřeba provést tzv. dynamickou kalibraci, která zajišťuje koordinaci QTM s kamerami Qualisys pro následné měření pohybu. Při kalibraci je kolem pevného referenčního objektu pohybováno kalibrační tyčí a dle něj se nastavuje souřadný systém.

QTM umožňuje jak výpočty základních kinematických veličin jako dráha, rychlost, zrychlení a úhlové charakteristiky, tak i náročné komplexní kalkulace. QTM umožňuje také použít tzv. automatickou identifikaci modelu (dále AIM), která po manuálním určení polohy markerů automaticky určí jejich trajektorii i u dalších podobných opakování měření. Funkce však závisí na kvalitě naměřených dat. Například, pokud v určitém úseku měření nebyl pohyb úspěšně snímán více než jednou kamerou, vznikne přerušení v trajektorii markeru, kterou lze pomocí QTM doplnit. QTM nahradí chybějící úsek lineární křivkou propojující dva poslední naměřené body trajektorie. Po úspěšném nalezení všech trajektorií jednotlivých markerů v průběhu měření mohou být data exportována a dále vyhodnocována (Qualisys, 2015).

2.5 Kistler

Stabilometrické vyšetření analyzuje změny polohy průmětu těžiště těla v čase do opěrné plochy, vypovídá o schopnosti řídicí i výkonové složky zajistit požadovanou vzpřímenou polohu (Otáhal, 2001).

Siloměrné desky Kistler umožňují přesný záznam sil působících na desku ve směru os použitého souřadného systému. Při mechanickém zatížení generují piezoelektrické snímače systému signál přímo úměrný působící síle. Software zpracovává tyto signály a poskytuje informace o výsledných silách, jejich směru a působišti (Kistler, 2008). Před každým měřením je nutná kalibrace. Kalibrace je použití definované metody podle specifikovaných podmínek k určení vztahu mezi známou vstupní proměnnou a měřenou výstupní proměnnou (Janura, 2004). Základní příprava dat pro další zpracování probíhá v softwaru Bioware (Kistler, 2008).

2.7 Přehled literatury

2.7.1 Vývoj použitých zobrazovacích metod

Asociaci mezi glenohumerálním a scapulohumerálním pohybem při elevaci paže poprvé popsal Cathcart již v roce 1884. Na něj navazovali další studie, pojem scapulohumerální rytmus však vznikl později. Nejvíce je spojován s Codmanem (1934) a Inmanem (1944). Autoři shodně usuzovali, že na 2° pohybu v glenohumerálním kloubu ve frontální rovině připadá 1° pohybu v kloubu thorakoscapulárním.

Jedním z časných problémů soudobých studií bylo, jak sledovat relevantní segmenty v reálném čase. Autoři využívali sekvenčních statických pozic, které hodnotili goniometricky (Doody et al., 1970) fotograficky (Bagg a Forrest, 1988) nebo radiograficky (Codman, 1934; Poppen and Walker, 1976).

Nicméně ani jeden ze zmíněných způsobů nezachycoval pravou dynamiku a synchronizaci relevantních segmentů v aktuálním čase. Problém vyřešil vývoj elektromagnetických zařízení v 80. letech minulého století. Region byl zpřístupněn k využití kinematické analýzy pomocí 3D vizualizace povrchových anatomických bodů (Johnson et al., 1993; McQuade et al., 1995; Willems et al., 1996; Theodoridis et al., 2002).

Mezi ještě více současné metody patří Open MRI využita ve studii Sahara et al. (2007) a videoflouroskopie využita ve studii Sugamoto et al. (2002). Analýza pohybu hrudní oblasti se v aktuálních studiích také opírá o manuální měření thorakolumbálního pohybu použitím goniometru (Johnson, 2012).

K posouzení pohyblivosti hrudníku, hrudní páteře a sousedících regionů existují i studie využívající kadávre, biomechanické modelování nebo omezené množství in vivo studií (Edmondston, 2007).

Měřicí techniky využívající povrchové kožní senzory jsou často označovány za nepřesné kvůli artefaktům kožních tkání (Heneghan a Balanos, 2010). Kvůli výše zmíněnému použil ve své studii Heneghan (2009) zobrazení axiální rotace hrudní páteře pomocí ultrazvuku.

2.7.2 Vztah segmentálního pohybu hrudní páteře a pohybu horní končetiny

Dle Véleho (2006) platí, že posturální systém je funkční celek, ve kterém nelze oddělovat funkce osového orgánu od funkcí končetin.

Samotné studium pohybů páteře vzhledem k pohybu horní končetiny bohužel není moc rozsáhlé. I když již Kapandji v roce 1982 předpokládal, že při jednostranné elevaci paže bude mít páteř tendenci k pohybu do lateroflexe a rotace, první studie tématu se datují až na konec 20. století. Mezi první patřila studie Crawforda et al. (1993), ve které byly odečteny segmentální změny pohybu páteře v konečné fázi flexe horní končetiny. Další studie Theodoridise (2002) sledovala pohyb horní hrudní páteře bez současného sběru dat o pohybu horní končetiny.

Studie obecně většinou nerozlišovaly mezi jednostranným a oboustranným pohybem HK, na co upozornili Klopčas a Lenarčič (2006). Pohyb HK byl ve většině studií vztažen ke scapulární rovině. McClure et al. (2001) však vyslovil předpoklad, že různé roviny pohybu paže budou odpovídat odlišným scapulohumerálním poměrům. Theodoridis (2002) navíc dokonce předpokládal, že bude existovat odlišný vzorec sdruženého pohybu páteře v různých rovinách pohybu paže.

Pohyb hrudní páteře má svoje zastoupení při celkové elevaci ramenního pletence. Unilaterální elevace paže je spojována s kontralaterální lateroflexí trupu, při současné axiální rotaci hrudních pohybových segmentů (Kapandji, 1982).

Problematikou se v našich podmínkách zabývala například Vlášilová (2014), kde byl předmětem jejího zkoumání vztah mezi zevně rotačním pohybem paže a napřímením v oblasti cervikothorakálního přechodu a hrudní páteře. Během samotného testování se dále zaměřuje i na instruktáž dýchání testovaných probandů. Dle Koláře (2009) se však za fyziologických okolností hrudní páteř neúčastní dýchacích pohybů a zabezpečí je pohyblivé složky hrudníku.

Snížená pohyblivost hrudní páteře nebo zvýšená hrudní kyfóza mohou přímo omezovat rozsah pohybu paže (Holingshead a Jenkins, 1981).

Bowling (1986) také předpokládá, že zvýšená hrudní kyfóza ovlivňuje rozsah pohybu a klidovou pozici lopatky do více abdukované pozice. Abdukovaná pozice lopatky může upravit pozici klavikuly a její možnost rotovat, což vyústí v omezení velikosti scapulární rotace během pohybu paže, a dochází tak k možnosti vzniku impingementu acromiohumerálního komplexu. Dle O'Gorman a Jull (1987) existuje přímá korelace mezi vyšším věkem a zvýšenou hrudní kyfózou, čímž se snižuje hrudní pohyblivost.

Bolesti hrudní páteře a obecně zadní části hrudní stěny se vyskytují u 10 – 15% běžné populace a její muskuloskeletální původ dosud není plně pochopen (Edmondston, 2007). Briggs (2009) jako první shrnul výsledky studií zabývajících se bolestí hrudní páteře u pracující populace. Z výsledků však vyplývá potřeba sjednocení dotazníků podávaných respondentům, hlavně co se týče délky, ve které měla být bolest přítomná. Data vybraných studií se liší od sledování po dobu jednoho týdne, po hodnocení celoživotních bolestí.

Dle Edmondstona (2012) může v klinické praxi dysfunkce jedné oblasti být obrazem primárních potíží v oblasti jiné, např. bolest ramene je sekundární k mechanické restrikci v hrudní páteři, kde je k plné elevaci paže nutná plná extenze v hrudní páteři.

Podíl hrudní páteře na funkčních pohybech horního a dolního kvadrantu těla, zatím nebyl široce prozkoumán. Hrudní páteř je většinou vnímána jako tichý přispívatel ke klinické prezentaci problému, jehož zdroj leží jinde. Dle Heneghan (2016) je vhodné opětovně zvážit a vyšetřit etiologii běžných muskuloskeletálních obtíží a možnost, že klinicky se neprojevující omezení pohybu v jednom regionu má podíl na perzistentní nebo chronické bolesti v regionu dalším. Rozhodující je pochopit podíl dysfunkce hrudní páteře na funkčním pohybu horní končetiny (Heneghan, 2016).

Bergman (2004) uvádí, že dysfunkce cervikothorákální páteře a souvisejících žeber může souviset s výskytem bolestivých symptomů v oblasti ramene. Dionne (2007) ve své studii kanadské populace zjistil, že 7% mužů primárně léčeno s LBP, není schopno návratu do práce kvůli bolestem hrudní

páteře. Berglund (2008) ve své studii zjistil, že 70% pacientů s laterální epikondylitidou má i současně bolesti hrudní páteře.

Dle Briggse (2009) se podíl populace s bolestí hrudní páteře prudce zvyšuje kvůli dlouhému sezení a fyzické inaktivitě. Mezi další možné faktory vzniku bolestí hrudní páteře Cagnie (2007) zařaduje i repetitivní nekoordinované pohyby a psychický stres. Heneghan (2016) vidí možné příčiny vzniku bolestí hrudní páteře v dlouhém sezení a dlouhotrvající nepřiměřené zátěži, které mohou vést k adaptivním změnám měkkých tkání a biomechaniky meziobratlových disků.

V současnosti je hojně diskutována efektivita různých manipulačních technik k ovlivnění dysfunkcí hrudní páteře. Tendence souvisí s teorií regionální provázanosti, kterou popisuje (Sueki, 2013). Autoři vyvozují závěry na základě efektu na sousedící oblasti, jako je krční páteř nebo ramenní pletenec, bez ohledu na postmobilizační efekt na hrudní páteři. Možným vysvětlením zlepšení klinických obtíží při zásahu v asymptomatické oblasti může být optimalizace pohybu prostřednictvím funkčního pohybového řetězce (Heneghan, 2016).

Autoři obecně rozlišují biomechanický a neuropsychologický efekt jako možný mechanismus působící pacientovi úlevu. Důkazy biomechanického efektu v léčbě bolestí hrudní páteře poskytl například Sueki (2013). Ve své studii naznačuje, že úlevy je dosaženo na základě mobilizace jednoho páteřního segmentu, který tak může ovlivnit sousedící segment. K potvrzení biomechanického efektu je nutné vytvořit kvalitní měřicí prostředky k posouzení rozsahu pohybu hrudní páteře co nejpřesněji a in vivo, co zatím není v klinické praxi možné (Heneghan, 2016).

Neuropsychologický efekt popsali Bialosky (2009) a Walser (2009). Bialosky (2009) naznačuje, že neuropsychologické efekty manipulační terapie - snížení bolestivosti, ale také další nesespecifické mechanismy, včetně placebo a pacientových očekávání, mohou mít na regionální provázanost a samotný pocit úlevy také velký vliv. Bialosky (2009) zároveň tvrdí, že mechanická síla použitá při mobilizaci/manipulaci spouští kaskádu neurofyziologických odpovědí z periferního i centrálního nervového systému, které jsou následně

odpovědné za klinický výsledek. Stimulace mechanoreceptorů a proprioceptorů vytváří prostřednictvím míchy neuromuskulární změny, sníženou klidovou EMG aktivitu nebo sníženou inhibici svalů (Walsler, 2009).

2.7.3 Vztah hrudníku a posturální stability

Dle Reevese et al. (2006) zvýšení tuhosti hrudního koše snižuje posturální stabilitu.

Hodges et al. ve své studii z roku 2010 porovnával posturální stabilitu pacientů s chronickou obstrukční pulmonální nemocí a asymptomatických jedinců. Z výsledků vyplývá, že symptomatická skupina měla zvýšený rozptyl pohybu COP mediolaterálním směrem a tím sníženou posturální stabilitu.

Dostatečná proprioceptivní informace z oblasti trupu a dolních končetin, a také funkční motorická kontrola jsou dle Leinonena (2003) nevyhnutné k udržení posturální stability. Pohyby horních a dolních končetin způsobují aktivaci svalů trupu mechanismem feed-forward. CNS udržuje posturální stabilitu a připravuje trup na potenciální zvýšenou zátěž zapojením m. transversus abdominis a transverzospinálního systému. Při pacientech s LBP byla pozorována abnormální aktivita trupových svalů při pohybech horních a dolních končetin (Leinonen, 2003).

Posturální kontrola zahrnuje rovnováhu mezi pohybem a stabilitou. Pohyb končetiny narušuje posturu kvůli změně polohy COM. Pohybu předchází aktivita svalů trupu a dolních končetin, aby co nejvíce tlumila výchylky. Bilaterální flexi paží na daném principu předchází extenze bederní páteře v malém rozsahu pohybu (Hodges, 2007).

Pohyby paží mají významný vliv na rovnováhu i podle Shafeie (2012). Proto je použití balančních podložek relevantním a smysluplným nástrojem k dynamickému hodnocení pohybu paže vzhledem k posturální stabilitě (Shafeie, 2012).

V další studii Hodgese et al. (2006) provádělo 16 probandů rychlý opakovaný pohyb paže ve směru flexe, za současného snímání m. deltoideus a m. obliquus abdominis prostřednictvím EMG. Probandi byli instruováni, že kdykoliv v průběhu pohybu paže může přijít bolestivý impulz do oblasti nad pravou spinou iliaca posterior superior, dle VAS intenzity 6/10. Bolest způsobila změnu posturální strategie a zapojení trupových svalů. Posléze byl pro probandy problém vrátit se k původní, běžné, posturální strategii i v dlouhodobé nepřítomnosti dalších bolestivých impulzů. Tím Hodges (2006) potvrdil, že v rámci svalů trupu existují kompenzační mechanismy, které mohou vést k regionálním bolestivým syndromům.

Změna posturální strategie při LBP může vést ke zvýšenému přenosu perturbací na páteř v důsledku pohybu paže (Hodges, 2007). Dle Granata et al. (2004) se toto zvýšení odolnosti páteře vůči vnějším perturbacím zprostředkovává zvýšením koaktivace antagonistických svalů trupu.

Závěry těchto studií mě opravňují se domnívat, že pro vhodné komplexní nazírání na problematiku je nezbytné objasnit fyziologické parametry pohybu trupu ve vztahu k posturální stabilitě při flexi paže.

3. Cíle a úkoly práce, hypotézy

Vyšetření pohyblivosti páteře a pohybů paží patří mezi základní komponenty kineziologického rozboru pacienta. Vhodná interpretace vyšetření pohybu je závislá na pochopení kinematiky hrudníku a faktorů, které ji ovlivňují. Je nutné se problematikou zabývat pro lepší výchozí základy k vyšetření dysfunkcí hrudníku i ramenního pletence. Předpokládám, že lepší pochopení segmentální pohyblivosti trupu nepochybně povede k lepšímu porozumění případného patologického provedení pohybu, nahlížení na propojení jednotlivých regionů těla a další aplikaci v následné pohybové terapii, případně i v pracovní sféře.

V této studii jsem se snažila provést jednoduchý pohyb paže na zdravých asymptomatických jedincích se současným snímáním zatížení jejich dolních končetin, resp. procentuální změny zatížení DKK.

Cíle práce:

- kvantifikace pohybu jednotlivých segmentů páteře, zejména hrudní, vzhledem k pohybu horní končetiny
- pochopení vztahu mezi izolovaným pohybem paže a tvarem trupu
- ověření vztahu mezi pohybem paže, segmentálními pohyby páteře a posturální stabilitou

Pro ověření splnění cílů práce bylo stanoveno několik hypotéz:

Hypotéza č. 1 – u každého probanda existuje opakovatelný sdružený vzor pohybu páteře při pohybu paže v sagitální rovině

Hypotéza č. 2 – pokud se potvrdí platnost hypotézy č. 1, opakovatelné sdružené vzory pohybu páteře budou mezi probandy vykazovat vzájemnou podobnost

Hypotéza č. 3 – ztížení podmínek, zvýšení zátěže paže a výdrž v pozici předpažení, způsobí větší výchyly polohy jednotlivých markerů na proc. spinosi obratlů

Hypotéza č. 4 – ztížení podmínek, zvýšení zátěže paže a výdrž v pozici předpažení, způsobí větší změny zatížení na stabilometrických plošinách Kistler

Hypotéza č. 5 – pokud se platnost hypotézy č. 1 nepotvrdí, bude existovat rozdíl v procentuální změně zatížení dolních končetin mezi skupinami probandů, u kterých se hypotéza č. 1 potvrdila a nepotvrdila

4. Metodika práce

Studie se zúčastnilo 23 mužů z běžné populace, ve věku od 20 do 30 let, s absencí jakýchkoliv muskuloskeletálních obtíží alespoň tři měsíce před měřením, a bez předchozích úrazů páteře a ramenních kloubů. Pravá horní končetina byla dominantní u 17 probandů, u 6 probandů levá horní končetina. Probandi byli vybráni převážně z řad studentů. Většina probandů provádí pravidelnou sportovní aktivitu. Podmínkou účasti bylo seznámení se s metodikou měření, která byla schválena Etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy v Praze (viz příloha č. 1) a vyslovení souhlasu s průběhem měření (viz příloha č. 2).

Při měření byla použita 3D kinematická analýza systémem Qualisys (viz. Kapitola 2.4) a dvě siloměrné desky Kistler (viz. Kapitola 2.5). Každý proband byl před samotným měřením kineziologicky vyšetřen se zaměřením na osovou a stranovou symetrii těla, základní pohyby páteře a stereotyp abdukce a flexe paží. Následně byly probandům nalepeny pasivní markery systému Qualisys o průměru 1,5 cm. Markery byly umístěny na P laterálním epikondylu humeru, P proc. deltoideus humeri, obou acromionech, proc. spinosi C7, Th6, Th9, Th12 a L5, bil. na spina illiaca anterior superior a bil. na spina illiaca posterior superior, viz Obr. č. 1.

Pro snímání systémem Qualisys bylo použito 6 kamer se snímací frekvencí 200 Hz. Systém byl kalibrován vždy ráno před začátkem měření. Naproti tomu siloměrné desky Kistler musely být kalibrovány opakovaně u každého probanda, ve snaze získat co nejrelevantnější data. Samotné měření probíhalo v prostředí programu Qualisys Track Manager a Bioware.

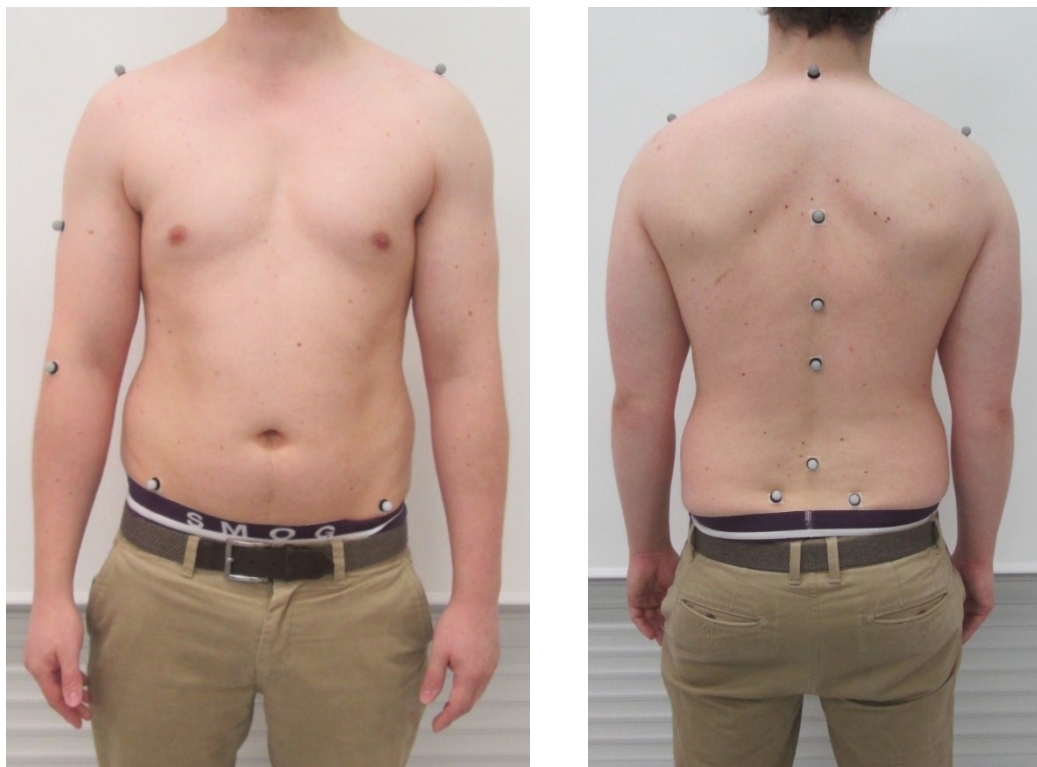
U každého probanda byly měřeny tři modifikace pohybu pravé paže, bez ohledu na dominanci, každá v 5 opakováních. Probandi byli instruováni k provádění přirozeného plynulého pohybu paže přibližnou úhlovou rychlostí $1,25 \text{ rad}\cdot\text{s}^{-1}$.

U prvního měření se probandi nejdříve postavili na šířku pánve na siloměrné desky, na každé desce byla umístěna 1 DK, a poté provedli opakovaně

plnou flexi natažené paže v ramenním kloubu v sagitální rovině, ve středním postavení předloktí a ruky, bez jakékoliv zátěže.

Ve druhém měření probandi prováděli opakovanou flexi paže ve stejném, výše popsaném, postavení se zátěží v podobě 1,5 kg činky v P ruce.

Při posledním měření, opět se zmíněnou zátěží, byli probandi instruováni k zastavení pohybu paže po dobu 10 vteřin přibližně v horizontální rovině. Po dohodnutém signálu dokončili flexi paže v plném rozsahu pohybu a pro další opakování vrátili paži do upažení k tělu.



Obr. č. 1. Ukázka umístění markerů systému Qualisys

První modifikace měření byla snímána 25 vteřin, stejně jako druhá modifikace. Třetí modifikace pohybu paže, s 10 sekundovým zastavením ve střední poloze, byla snímána 90 vteřin.

Pro hodnocení dat nasnímaných systémem Qualisys byl použit Qualisys Track Manager 2.14 s exportem ve formátu *.tsv do programu Microsoft Excel 2016 (dále MS Excel). Před samotným exportem byly nejdříve identifikovány všechny markery a jejich trajektorie. V případě, že marker nebyl po celou dobu

měření úspěšně snímán všemi kamerami, musel být jeho pohyb dopočítáván. Pro účely této práce byla pro následný export pomocí funkce Analyze programu zvolena možnost Position, tedy časový průběh umístění bodu (jednotlivých markerů) v trojrozměrném souřadnicovém systému. V programu Qualisys Track Manager byl také individuálně pro každého probanda ve třech měřeních s pěti opakováními určen čas, ve kterém se jejich paže nacházely ve výchozím postavení u těla, ve středním postavení, předpažení, v horizontále a v horní pozici flexe paže. Celkem tedy 45 časových hodnot pro každého probanda. V programu MS Excel byly na základě těchto časů určeny konkrétní hodnoty umístění jednotlivých markerů.

Z individuálních hodnot při dané modifikaci měření, opakování pohybu a 3 výše uvedených postavení v segmentu byl stanoven aritmetický průměr a směrodatná odchylka. Data byla standardizována pootočením souřadného systému. Nejdříve byl popsán pohyb obratle L5 v souřadnicovém systému, který byl následně určen jako vztažný bod k dalšímu popisu pohybu jednotlivých segmentů páteře. U hodnocení opakovatelnosti provedeného pohybu markerů jednotlivých probandů bylo za prokazatelné považováno, pokud byl dostatek naměřených dat alespoň ve 3 opakováních z celkových 5 v dané modifikaci měření. Data byla statisticky hodnocena pomocí párového t-testu. V případě chybějících hodnot nebyly související hodnoty zahrnuty do statistického vyhodnocování.

Pro hodnocení dat ze siloměrných desek Kistler byla data z programu Bioware 5.3.0.7 ve formátu *.txt vyexportována do programu MS Excel. Poté byla opět na základě dříve získaných konkrétních časových hodnot v rámci 3 fází pohybu paže určena výsledná kontaktní síla Ft pro pravou a levou dolní končetinu v jednotlivých modifikacích měření a všech opakováních. U jednotlivých modifikací měření probandů bylo posléze porovnáno procentuální zatížení LDK vůči PDK, a hodnoty dále porovnány s naměřenými hodnotami systému Qualisys. K dalšímu hodnocení dat byl použit program MS Excel, jeho funkce pro analýzu dat a statistické vyhodnocení pomocí párového t-testu a Whitney-Mannova U-testu. V důsledku chyby měření nejsou k dispozici data probandů číslo 6 a 7.

5. Výsledky

5.1 Stručný kineziologický rozbor probandů

U probanda číslo 1 jsem při vyšetření scapulohumerálního rytmu pozorovala zaostávání L lopatky vůči rytmu po celou dobu pohybu. Pravá lopatka provedla plynulý pohyb, jde o dominantní stranu. Stranová symetrie jednotlivých struktur byla u probanda přítomná. Bederní lordóza měla v klidovém stoji ostrý vrchol v oblasti L2. Retroflexi páteře provedl proband se zalomením v oblasti L3.

U probanda číslo 2 jsem pozorovala lehkou valgozitu hlezenních kloubů. Všechny ostatní struktury byly symetrické, pohyby provedené fyziologicky v plném rozsahu pohybu a s plynulým rozvíjením páteře. Dominantní končetina je pravá.

U probanda číslo 3 jsem pozorovala umístění P podkolenní jamky a P subgluteální rýhy níž, s podezřením na zkrat pravé dolní končetiny. V oblasti pánve a trupu byla udržena stranová symetrie jednotlivých struktur, s plynulým rozvojem páteře i správným scapulohumerálním rytmem. Dominantní končetina je pravá.

Proband číslo 4 měl v klidovém stoji oploštělou bederní lordózu, lehkou hyperkyfózu hrudní páteře a prosak v oblasti C/Th přechodu. Levá lopatka byla lehce odstátá s mírným zaostáváním ve střední části pohybu v průběhu flexe levé paže. Při abdukci paží nebyla přítomna žádná porucha scapulohumerálního rytmu. Dominantní končetina je levá.

U probanda číslo 5 jsem v klidovém stoji pozorovala oploštění celé křivky páteře, bez poruchy symetrie jednotlivých segmentů těla. Retroflexi páteře proband provedl se zalomením v oblasti Th/L přechodu. L lopatka lehce zaostávala při návratu z abdukce paže k tělu. Dominantní končetina je pravá.

Proband číslo 6 měl v klidovém stoji pravou subgluteální rýhu a pravou stranu pánve níže než levou. Dominantní končetina je levá, což se projevilo u scapulohumerálního rytmu. Pravá lopatka pohyb neprovedla plynule.

Proband číslo 7 měl také přítomnou lehkou poruchu scapulohumerálního rytmu vpravo, přičemž dominantní je levá horní končetina. Anteflexi trupu proband provedl do úrovně poloviny bérců. Všechny segmenty těla byly symetrické.

U probanda číslo 8 jsem pozorovala lehce oploštělou hrudní kyfózu s přítomnými scapulae alatae bilaterálně. Při abdukci paží byl porušen scapulohumerální rytmus vlevo po celou dobu pohybu, pravá lopatka lehce zaostávala v polovině pohybu. Dominantní končetina je pravá. Dále byl u probanda přítomen lehký prosak levého klíčku. Při anteflexi trupu dosáhl proband do poloviny bérců s bederním plató. Retroflexe páteře byla provedena se zalomením v oblasti L4.

U probanda číslo 9 byla přítomná lehká porucha scapulohumerálního rytmu vpravo, se současným klidovým odstáváním mediálního úhlu pravé lopatky. Dominantní končetina je levá. Při anteflexi trupu proband dosáhl prsty po úroveň kotníků. Lateroflexe trupu probíhala s omezeným rozvojem dolní hrudní a bederní páteře směrem doprava.

Symetrie jednotlivých segmentů těla u probanda číslo 10 byla porušena pouze lehce troficky větším m. triceps surae. Rozvíjení páteře bylo plynulé, při anteflexi proband dosáhl po úroveň kotníků. Dominantní končetina je pravá.

Proband číslo 11 měl v klidovém stoji lehce valgózní postavení hlezenních kloubů a prosak v oblasti C/Th přechodu. Při lateroflexi trupu doprava se jednotlivé úseky páteře téměř nerozvíjely. Směrem doleva byl plynulý rozvoj pouze v krční a hrudní páteři. Dominantní končetina je pravá.

U probanda číslo 12 byly všechny pohyby plynulé a rovnoměrné. Pozorovatelná byla pouze valgozita pravého hlezna. Dominantní končetina je pravá.

Proband číslo 13 měl, v klidovém stoji, stranově symetrické jednotlivé segmenty těla. Při anteflexi trupu dosáhl po kotníky za současného plynulého rozvoje páteře. Dominantní končetina je pravá.

Také 14. proband v klidovém stoji nevykazoval žádnou asymetrii. Při anteflexi trupu dosáhl s lehce omezeným rozvíjením bederní páteře do půlky bérců. Dominantní končetina je pravá.

U probanda číslo 15 byla přítomná lehká porucha scapulohumerálního rytmu, kdy pravá lopatka v celém průběhu pohybu mírně zaostávala za pohybem paže. Anteflexe trupu byla plynulá a proband dosáhl po úroveň hlezen. Dominantní končetina je pravá.

Proband číslo 16 měl, v klidovém stoji, valgózní hlezenní klouby. Současně jsem pozorovala mírnou rotaci trupu po směru hodinových ručiček a odstávající mediální hrany obou lopatek. Scapulohumerální rytmus nebyl porušen. Při rotaci trupu byl pohyb doleva mírně omezen oproti pohybu doprava. Dominantní končetina je pravá.

Proband číslo 17 měl, v klidovém stoji, stranově symetrické jednotlivé segmenty těla. Plynulé rozvíjení segmentů páteře při pohybu a scapulohumerální rytmus bez poruch. Dominantní končetina je pravá.

U probanda číslo 18 byl v klidovém stoji přítomen lehký prosak C/Th, bez poruchy scapulohumerálního rytmu a se současným plynulým rozvojem jednotlivých segmentů páteře při pohybu. Dominantní končetina je pravá.

Proband číslo 19 měl v klidovém stoji bilaterálně lehce scapulae alatae, levé rameno a klíček výše než pravé. Scapulohumerální rytmus nebyl porušen. Anteflexe trupu byla plynulá s rozsahem po hlezenní klouby. Dominantní končetina je pravá.

Scapulohumerální rytmus levé lopatky byl porušen u probanda číslo 20, při pohybu ve smyslu flexe i abdukce. Proband má dominantní pravou končetinu. V klidovém stoji nebyla přítomná stranová asymetrie jednotlivých segmentů těla.

Proband číslo 21 při anteflexi trupu dosáhl po hlezenní klouby. Nebyla přítomna porucha rozvíjení jednotlivých segmentů při pohybu ani osová symetrie těla. Dominantní končetina je levá.

U probanda číslo 22 jsem pozorovala valgozitu pravého hlezna se současným postavením pravého ramena výš oproti levé straně. Scapulohumerální rytmus nebyl porušen. Při anteflexi trupu docházelo k plynulému rozvoji jednotlivých úseků páteře a proband dosáhl do půlky bérců. Dominantní je levá končetina.

Proband číslo 23 má dominantní pravou končetinu. V klidovém stoji byla přítomná mírná valgozita P hlezenního kloubu a troficky větší svaly v oblasti pravé lopatky. Scapulohumerální rytmus levé lopatky byl lehce zpomalen v celém průběhu pohybu paže. Při anteflexi trupu proband dosáhl po kotníky bez plynulého rozvoje v oblasti bederní páteře. Lateroflexe trupu byla omezená bilaterálně, bez rozvoje v oblasti dolní hrudní a bederní páteře.

5.2 Výsledky Qualisys

5.2.1 Popis pohybu markeru na proc. spinosus L5

5.2.1.1 Osa x – laterolaterální

Pro lepší přehlednost je pohyb paže a s ním související pohyby jednotlivých segmentů páteře rozdělen do fází. První fáze přesun paže z polohy v upažení u těla do předpažení, v 1. a 2. modifikaci měření je rozhodující první moment kdy se paže ocitne přibližně v horizontální poloze. Ve 3. modifikaci měření je pohyb jednotlivých markerů odečten po výdrži paži v předpažení, před pohybem do vzpažení. Druhá fáze odpovídá prvnímu momentu kdy je paže v konečné fázi vzpažení.

Pohyb markeru umístěného na processus spinosus obratle L5 je vztažným pro popis všech dalších pohybů vybraných markerů. Marker L5 vykazoval v rámci osy x, laterolaterálně, u probandů čtyři různé fenomény. V průběhu pohybu paže bez zátěže, 1. měření, došlo u velké části probandů (konkrétně č. 2, 3, 6, 7, 11, 12, 16, 20 a 22) k plynulému posunu polohy bodu směrem doprava, viz obr. č. 2A. U části probandů (č. 8, 13, 17 a 18) byl pohyb směrem doprava akcentován až při

přesunu paže z horizontální do vertikální polohy, viz obr. č. 2B. V největší míře byl mezi probandy zastoupen fenomén, kdy při pohybu paže z upažení do předpažení došlo nejdříve k malému posunu polohy bodu doleva, a při následném vzpažení zpátky doprava (probandi č. 1, 4, 5, 9, 10, 14, 15, 19, 21 a 23), viz obr. č. 2C.

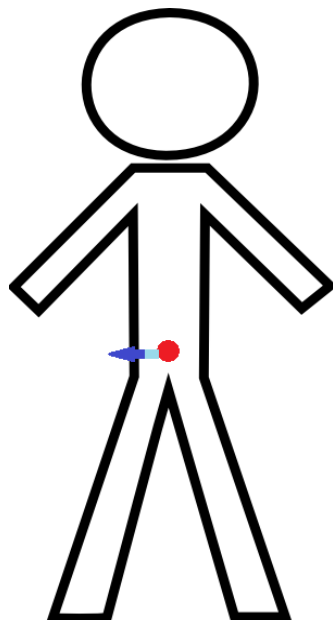
Pouze u probanda číslo 11 se marker v předpažení posunul směrem doprava a se vzpažením se vrátil směrem doleva, viz obr. č. 2D.

V 2. variaci měření, se zátěží, se zvýšil podíl probandů s postupnou změnou polohy markeru L5 směrem k pravé straně (probandi č. 1, 2, 3, 7, 11, 12, 21, 22 a 23), obr. č. 2A. K akcentaci pohybu markeru doprava až v druhé fázi pohybu paže došlo u 3 probandů (č. 8, 15 a 18), obr. č. 2B. Fenomén prvotního pohybu markeru směrem doleva a posléze doprava byl se zátěží zastoupen méně (probandi č. 4, 5, 10, 13, 14, 17 a 19), obr. č. 2C. Naopak fenomén pohybu markeru směrem doprava s předpažením a směrem doleva se vzpažením pravé horní končetiny byl se zátěží častější (probandi č. 6, 9, 16 a 20), obr. č. 2D.

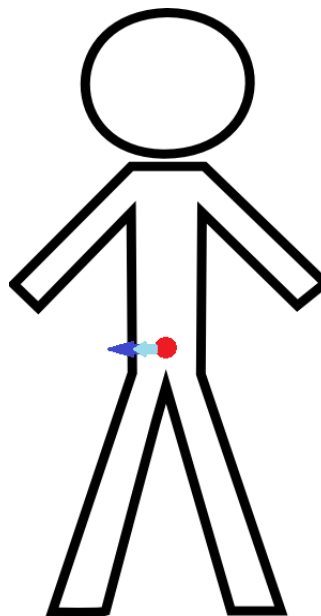
Při 3. měření, se zátěží a výdrží v předpažení pravé horní končetiny, byl opět nejvíce zastoupen fenomén pohybu markeru L5 nejdříve doleva, a posléze doprava (probandi č. 1, 4, 9, 12, 13, 14, 16, 19 a 21), obr. č. 2C. Plynulý pohyb markeru L5 směrem doprava současně se zvyšováním flexe pravé paže byl přítomen u 6 probandů (č. 3, 5, 6, 8, 10 a 17), obr. č. 2A. Akcentace pohybu markeru L5 směrem doprava až v konečné fázi pohybu paže byla sledovatelná u 2 probandů (č. 18 a 20), obr. č. 2B. Fenomén pohybu markeru L5 doprava s předpažením a zpátky doleva se vzpažením byl ve 3. měření také hojně zastoupen (probandi č. 2, 7, 11, 15, 22 a 23), obr. č. 2D.

Obr. č. 2 (A – D). Fenomény pohybu markeru L5 ve frontální rovině (osa x)

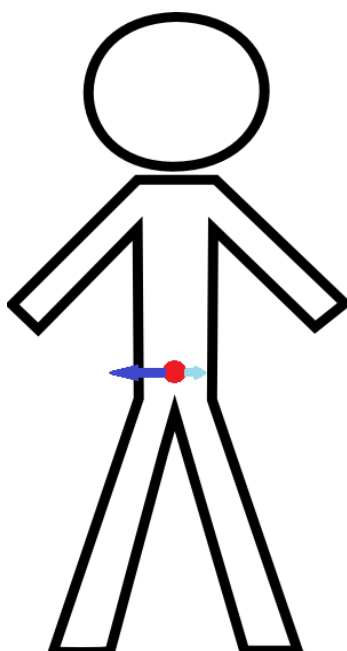
legenda – světle modrá = 1. fáze pohybu, tmavě modrá = 2. fáze pohybu



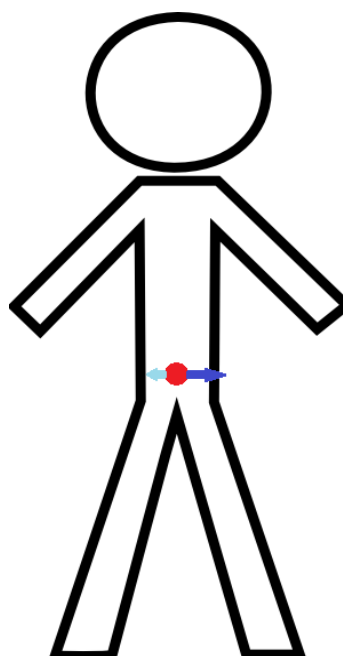
A) Fenomén č. 1



B) Fenomén č. 2



C) Fenomén č. 3



D) Fenomén č. 4

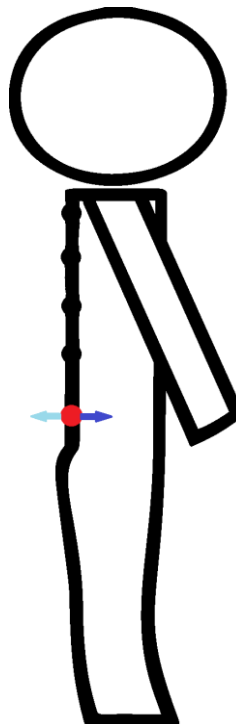
5.2.1.2 Osa y – anteroposteriorní

V rámci osy y, anteroposteriorně, došlo u všech probandů v 1. měření ve fázi předpažení k posunu polohy markeru L5 směrem dozadu. Se vzpažením pravé paže se marker L5 přesunul zpět, a ještě více anteriorně, než ve výchozí pozici v upažení, viz obr. č. 6. Tento fenomén neproběhl pouze u probanda č. 22, kdy se poloha bodu markeru L5 téměř shoduje s jeho polohou ve výchozím postavení s upažením paže u těla.

S přidanou zátěží, v 2. měření, se fenomén opakoval u všech probandů, včetně probanda č. 22.

Ve 3. variaci měření, se zátěží a výdrží paže v horizontální poloze, lze u všech probandů pozorovat stejný fenomén pohybu markeru na processus spinosus obratle L5, obr. č. 6. Poloha bodu se při předpažení paže nejdříve posune směrem posteriorně, a následně při vzpažení paže směrem anteriorně. V tomto měření lze pozorovat ještě větší akcentaci pohybu markeru anteriorním směrem v konečné fázi vzpažení pravé horní končetiny.

Obr. č. 3. Fenomén pohybu markeru L5 v sagitální rovině, legenda – světle modrá = 1. fáze pohybu, tmavě modrá = 2. fáze pohybu



5.2.2 Popis pohybu markeru C7, Th6, Th9 a Th12 v anteroposteriorním směru

5.2.2.1 1. měření

Změna polohy markerů byla vypočtena jako rozdíl klidové polohy ve stoje s upažením u těla a příslušné fáze pohybu paže, v předpažení nebo vzpažení.

U většiny probandů došlo v 1. měření v rámci osy y, která odpovídá sagitální rovině dle její anatomické definice, k opakovaně shodnému pohybu markerů na proc. spinosi C7, Th6, Th9 a Th12. Mezi probandy lze vytvořit skupiny, kdy se data naměřená ze zmíněných markerů v dané ose, opakování a modifikaci měření shodují ve směru svého pohybu. Tyto pohyby markerů lze definovat jako tzv. fenomény.

Nejčastěji zastoupený byl fenomén č. 1, při kterém všechny 4 markery v první fázi pohybu do předpažení provedli pohyb dorzálně, a následně v konečné fázi vzpažení paže došlo k jejich pohybu ventrálně, viz obr. č. 4A. Konkrétně se tak stalo u probandů číslo 4, 8, 9, 16, 19, 21 a 22.

Druhý nejčastěji zastoupený fenomén č. 2 pohybu markerů se lišil pohybem markeru C7. Marker během předpažení i vzpažení vykazoval pohyb směrem dorzálním. Zbylé markery, stejně jako u předchozího fenoménu, v první fázi předpažení provedli pohyb dorzálně, a posléze ve vzpažení pohyb směrem ventrálně, viz obr. č. 4B. Fenomén byl přítomen u probandů číslo 3, 10, 15, 18 a 23. Fenomén byl také přítomen u probanda číslo 2, ale kvůli nedostatku dat z opakování pohybu markerů Th6 a Th9 jej nelze jednoznačně prokázat.

U probanda číslo 5 a 6 lze popisovat fenomén č. 3, u kterého se markery C7, Th6 a Th9 pohybovali v předpažení i vzpažení směrem dorzálně. Marker Th12 v první fázi, předpažení, provedl pohyb směrem dorzálně. Ve druhé fázi, vzpažení, došlo k jeho pohybu směrem ventrálně, viz obr. č. 4C.

U probanda číslo 13 a 14 lze popsat podobný pohyb fenoménem č. 4. Markery C7 a Th6 se v předpažení posunuli směrem dorzálně. Při vzpažení došlo k dalšímu pohybu markerů směrem dorzálním. Markery Th9 a 12 při předpažení

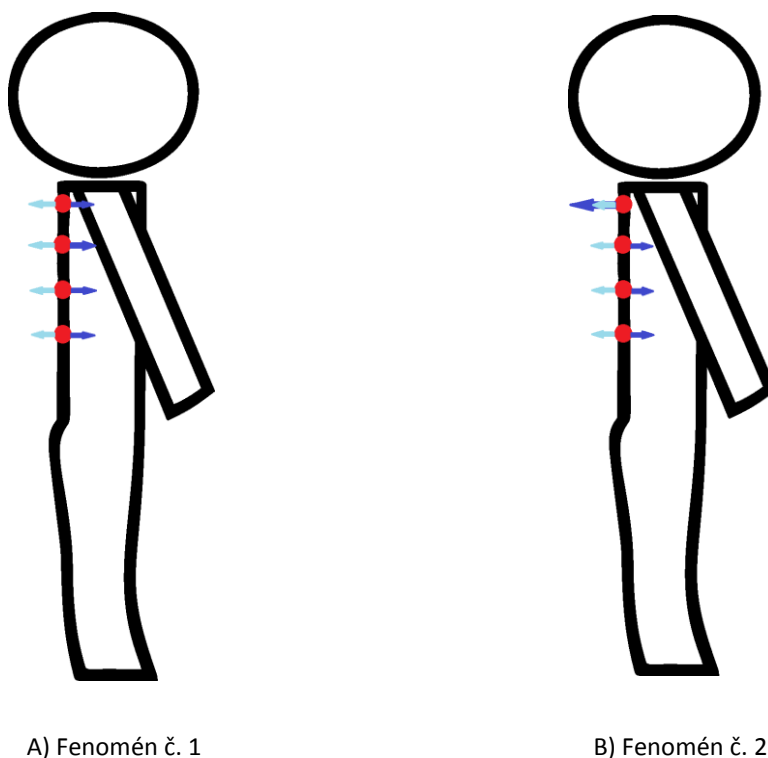
provedli pohyb dorzálně, v další fázi pohybu do vzpažení došlo k jejich pohybu směrem ventrálně, viz obr. č. 4D.

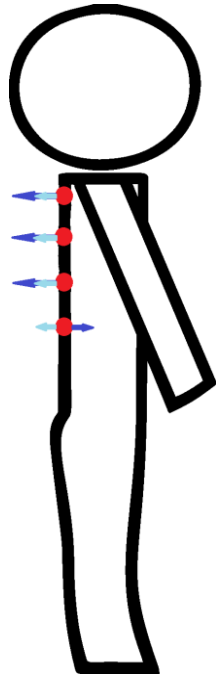
Markery probandů číslo 1, 11 a 20 provedli v rámci 5 opakování pohybu paže opakovaně shodný pohyb. Pohyb se lišil od všech ostatních probandů, nelze proto definovat fenomén.

V 1. variantě měření v rámci osy y nedošlo k opakovaně shodnému pohybu markerů u probanda číslo 12, konkrétně u markeru Th9. U probanda číslo 7 nelze prokázat opakovatelnost pohybu markeru kvůli nedostatku naměřených dat z markerů Th9 a Th12. Také u probanda číslo 17 nelze ověřit opakovatelnost pohybu markeru kvůli nedostatku naměřených dat z markeru Th12.

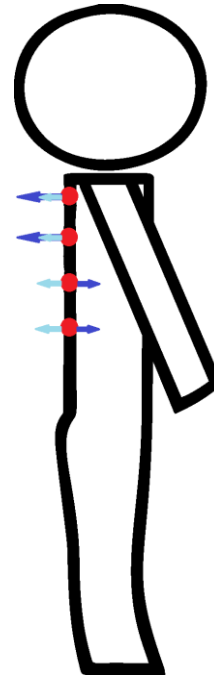
Obr. č. 4 (A – D). Fenomény pohybu markerů C7, Th6, Th9 a Th12 v sagitální rovině

legenda – světle modrá = 1. fáze pohybu, tmavě modrá = 2. fáze pohybu





C) Fenomén č. 3



D) Fenomén č. 4

5.2.2.2 2. měření

V 2. variantě měření, se zátěží, také došlo u většiny probandů k opakovatelnému pohybu markerů na proc. spinosi obratlů C7, Th6, Th9 a Th12.

V této variantě se zvýšilo zastoupení probandů, u kterých markery zaznamenali opakovaně shodný pohyb v rámci fenoménu č. 1, viz obr. č. 4A. Konkrétně šlo o probandy číslo 4, 8, 9, 14, 15, 16, 19, 21 a 22. Probandi, kteří pohyb provedli použitím tohoto fenoménu v 1. variantě měření, jej shodně použili i v druhé variantě měření.

Fenomén č. 2, viz obr. č. 4B, byl v této variantě měření zastoupen méně. Použili jej probandi číslo 3, 10, 18 a 23.

Fenomén č. 3, viz obr. č. 4C, provedl pouze proband číslo 5, stejně jako v předchozí variantě měření.

Fenomén č. 4, viz obr. č. 4D, provedl proband číslo 2.

Markery probandů číslo 1 a 6 v rámci této varianty měření provedli stejný opakovaný pohyb, ale odlišným způsobem než ostatní probandi, nelze tedy definovat fenomén.

V dané variantě měření nedošlo k opakovanému pohybu markeru Th12 u probandů číslo 7, 12, 13 a 20. K opakovanému pohybu markeru Th9 nedošlo u probanda číslo 11. U probanda číslo 17 nelze prokázat opakovatelnost pohybu markeru Th12 kvůli nedostatku naměřených dat.

5.2.2.3 3. měření

Ve 3. variantě měření, se zátěží a výdrží paže v předpažení před tělem, také došlo k opakovanému pohybu markerů na proc. spinosi C7, Th6, Th9 a Th12 u většiny probandů.

Fenomén č. 1, viz obr. č. 4A, v této variantě provedla většina probandů. Konkrétně jej lze sledovat u probandů číslo 1, 3, 4, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 16, 18, 19, 20, 21, 22 a 23.

Fenomén č. 2, viz obr. č. 4B, v dané variantě měření lze pozorovat u probandů číslo 2 a 14.

Fenomén č. 3, viz obr. č. 4C, opakovaně provedli markery u probanda č. 5.

Fenomén č. 4, viz obr. č. 4D, nebyl ve 3. variantě měření pohybu paže vůbec zastoupen.

U probandů číslo 15 a 17 lze pozorovat opakovaný pohyb markerů na proc. spinosi obratlů C7, Th6, Th9 a Th12. Pohyb však nelze definovat ani jedním ze zmiňovaných fenoménů. Opakovatelnost pohybu markeru Th9, v ose y, nelze prokázat u probanda číslo 13, pro nedostatek naměřených dat.

5.2.3 Popis pohybu markeru C7, Th6, Th9 a Th12 v laterolaterálním směru

5.2.3.1 1. měření

Při hodnocení dat v rámci osy x, tedy v rovině frontální, lze také u většiny probandů pozorovat stejný opakovaný pohyb markerů na proc. spinosi obratlů C7, Th6, Th9 a Th12. Na rozdíl od dat v rámci osy y nejsou prováděné fenomény pohybu markerů tak často zastoupené. Platí, že četnost zastoupení nejfrekventovanějšího fenoménu roste se zatížením a výdrží aplikované u probandů.

Nejčetnější byl fenomén č. 1, kdy u všech sledovaných markerů došlo v první fázi měření, do předpažení, k pohybu směrem doprava a posléze v další fázi, vzpažení, k pohybu směrem doleva, viz obr. č. 5A. Fenomén lze v 1. variantě měření sledovat u probandů číslo 2, 6 a 22.

Fenomén č. 2 lze definovat jako pohyb markerů na proc. spinosi C7, Th6 a Th9 shodně jako u fenoménu č. 1, v první fázi doprava, v druhé fázi doleva. Rozdíl je v pohybu markeru na proc. spinosus Th12, kdy v první i druhé fázi dojde k pohybu směrem doprava, viz obr. č. 5B. Fenomén byl v 1. variantě měření přítomen u probandů číslo 3 a 18.

Nejméně zastoupen v 1. variantě měření byl fenomén č. 3. V první fázi pohybu byl pohyb všech markerů shodný, směrem doprava. V další fázi, do vzpažení, pohyb směrem doprava pokračoval pouze u markerů na proc. spinosi obratlů Th6, Th9 a Th12. Marker na proc. spinosus obratle C7 se v druhé fázi pohyboval směrem doleva, viz obr. č. 5C. Fenomén lze pozorovat u probanda číslo 1.

U žádného z probandů v 1. variantě měření nelze pozorovat fenomén č. 4. Jedná se o fenomén pohybu markerů na proc. spinosi obratlů Th6, Th9 a Th12, kdy v první fázi pohybu paže do předpažení došlo k pohybu markerů směrem doprava. V další fázi pohybu paže do vzpažení se markery pohybovali směrem doleva. Marker na proc. spinosus obratle C7 se v první fázi pohyboval směrem doleva, ve druhé fázi v pohybu směrem doleva setrval, viz obr. č. 5D.

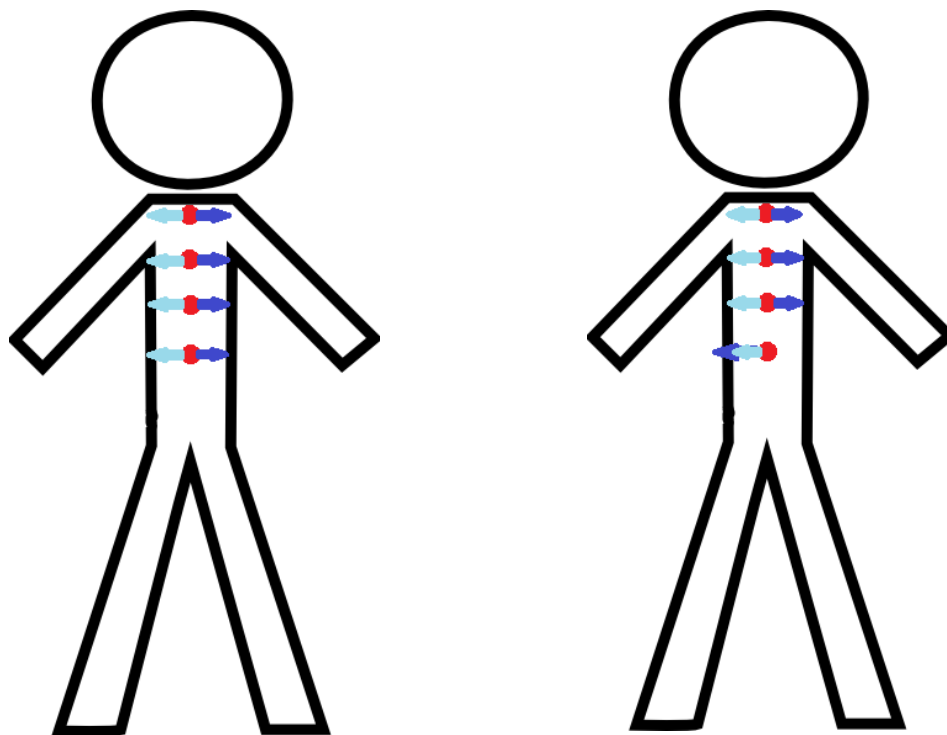
U probandů číslo 4, 5, 8, 9, 10, 11, 15, 16, 19, 20, 21 a 23 došlo k shodnému opakovanému pohybu markerů na příslušných proc. spinosi. Pohyb však nelze sdružit pod jednotný fenomén/fenomény.

Marker na proc. spinosus Th6 neprovedl stejný opakovaný pohyb u probandů číslo 13 a 14. U probanda číslo 12 nebyl opakovaný pohyb proveden markery na proc. spinosi Th9 a Th12.

U probanda číslo 7 nelze prokázat opakovatelnost pohybu markeru Th9 a Th12 kvůli nedostatku naměřených dat. Opakovatelnost pohybu markeru na proc. spinosus Th12 nelze prokázat také u probanda číslo 17, z důvodu nedostatku naměřených dat.

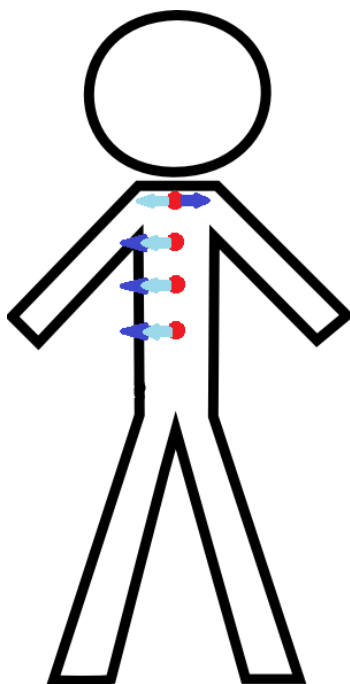
Obr. č. 5 (A – D). Fenomény pohybu markerů C7, Th6, Th9 a Th12 ve frontální rovině

legenda – světle modrá = 1. fáze pohybu, tmavě modrá = 2. fáze pohybu

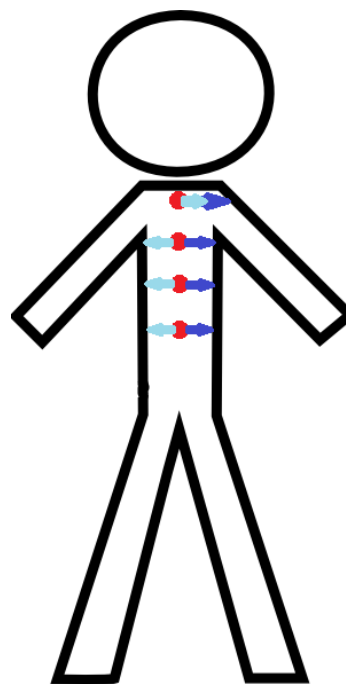


A) Fenomén č. 1

B) Fenomén č. 2



C) Fenomén č. 3



D) Fenomén č. 4

5.2.3.2 2. měření

Ve 2. variantě měření byl pohyb ve frontální rovině až na probanda číslo 17, kvůli nedostatku naměřených dat z markerů Th9 a Th12, u všech prokazatelně opakovatelný.

Fenomén č. 1, viz obr. č. 5A, byl nejvíce zastoupený. Konkrétně u probandů číslo 3, 6, 10, 18 a 20.

Fenomén č. 2, viz obr. č. 5B, provedli markery probanda č. 7.

U probanda č. 11 lze pozorovat fenomén č. 3, viz obr. č. 5C.

Fenomén č. 4, viz obr. č. 5D, provedli markery probandů číslo 2, 12 a 22.

Markery na proc. spinosi sledovaných obratlů provedli stejný opakovatelný pohyb i u zbývajících probandů (číslo 1, 4, 5, 7, 8, 9, 13, 14, 15, 16, 19, 21 a 23) nelze je však sdružit pod jednotný fenomén.

5.2.3.2 3. měření

Ve 3. variantě měření byl pohyb sledovaných markerů ve frontální rovině u většiny probandů shodně opakovatelný.

Fenomén pohybu markerů č. 1, viz obr. č. 5A, byl proveden u probandů číslo 3, 6, 10, 11, 13, 14, 19 a 22.

Fenomén č. 2, viz obr. č. 5B, v dané variantě měření lze pozorovat u probandů číslo 9 a 18.

Fenomén č. 3, viz obr. č. 5C, opakovaně provedli markery u probanda číslo 11.

Fenomén č. 4, viz obr. č. 5D, byl ve 3. variantě měření pohybu paže zastoupen u probandů číslo 2 a 20.

U probandů číslo 1, 2, 4, 5, 15 a 16 byl pohyb sledovaných markerů opakovaně shodný, ale nelze je sdružit pod jednotný fenomén.

V případě probandů číslo 7 a 8 nelze potvrdit opakovatelnost pohybu markeru na proc. spinosus obratle Th9, z důvodu nedostatku naměřených dat. U probandů číslo 12, 17 a 23 nelze ověřit opakovatelnost pohybu markerů na proc. spinosti obratlů Th9 a Th12, z důvodu nedostatku naměřených dat.

5.2.4 Porovnání výchylek markerů C7, Th6, Th9 a Th12 v rámci 1. a 3. měření

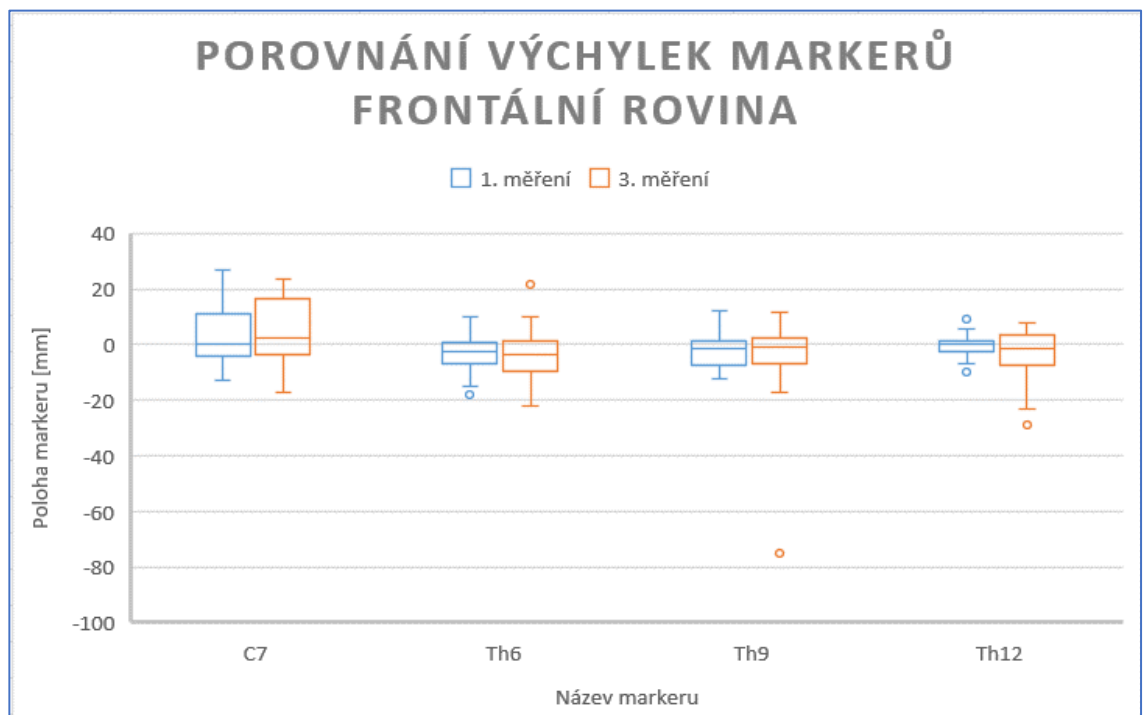
5.2.4.1 Osa x - laterolaterální

V hypotéze číslo 3 předpokládáme, že 3. varianta měření se zátěží a navíc výdrží v pozici předpažení bude vést k větším výchylkám jednotlivých markerů na proc. spinosi obratlů, na rozdíl od výchylek markerů pozorovaných v 1. variantě měření bez zátěže a výdrže ve střední pozici. K porovnání byly pro 1. variantu měření použity průměry dat z 5 opakování pohybu paže vždy ze střední fáze

pohybu, neboli předpažení, kdy proband musí vyvinout největší moment síly k udržení dané pozice. Ze 3. varianty měření byly použity průměry z 5 opakování pohybu z konečného momentu po výdrži paže ve střední pozici, předpažení, před dalším pokračováním do vzpažení. Výchyly jednotlivých markerů byly porovnány použitím párového t-testu na střední hodnotu. Výsledky jsou shrnuty v tabulce č. 1. Z výsledků je patrné, že ve frontální rovině není statisticky průkazný rozdíl v hodnotách výchylek příslušných markerů v rámci 1. a 3. měření. Grafické znázornění porovnání daných výchylek viz v grafu č. 1.

Marker/výsledek	C7	Th6	Th9	Th12
t-test				
t Stat	-1,096	0,370	1,116	1,658
P(T<=t) (2)	0,285	0,715	0,277	0,115
t krit (2)	2,074	2,074	2,080	2,101

Tab. č. 1. Shrnutí výsledků párového t- testu pro osu x



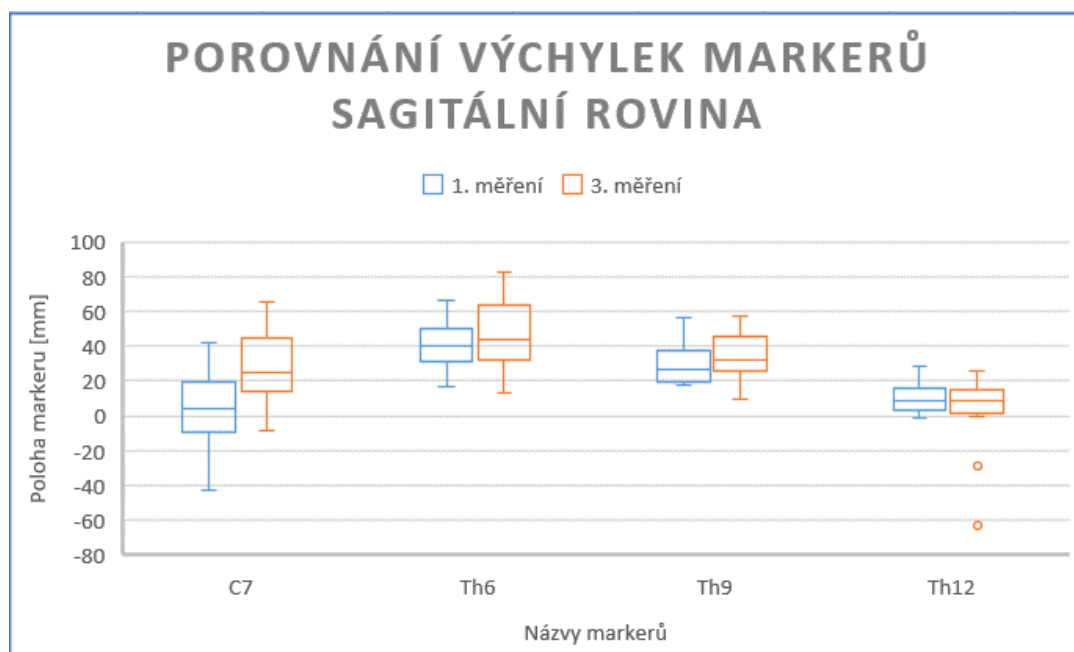
Graf č. 1. Porovnání výchylek markerů C7, Th6, Th9 a Th12 mezi 1. a 3. měřením ve frontální rovině

5.2.4.2 Osa y – anteroposteriorní

K porovnání výchylek jednotlivých markerů mezi 1. a 3. variantou měření byly použity hodnoty naměřené ve stejných fázích pohybu jako ve frontální rovině, viz kapitola 5.4.2.1. Výchylky byly hodnoceny také použitím párového t-testu pro střední hodnoty. Shrnutí výsledku lze pozorovat v tabulce č. 2. Z výsledků je patrné, že v sagitální rovině je staticky průkazný rozdíl ve výchylkách markerů C7, Th6 a Th9 s $p < 0,05$. Rozdíl mezi 1. a 3. měřením ve výchylkách markeru Th12 není v sagitální rovině statisticky průkazný, $p > 0,05$. Grafické znázornění rozdílu výchylek ukazuje graf č. 2.

Marker/výsledek	C7	Th6	Th9	Th12
t-testu				
t Stat	-8,618	-2,236	-2,635	1,309
P(T<=t) (2)	1,68.10⁻⁸	0,036	0,015	0,206
t krit (2)	2,074	2,074	2,080	2,093

Tab. č. 2. Shrnutí výsledků párového t- testu pro osu y



Graf č. 2. Porovnání výchylek markerů C7, Th6, Th9 a Th12 mezi 1. a 3. měřením v sagitální rovině

5.3 Výsledky Kistler

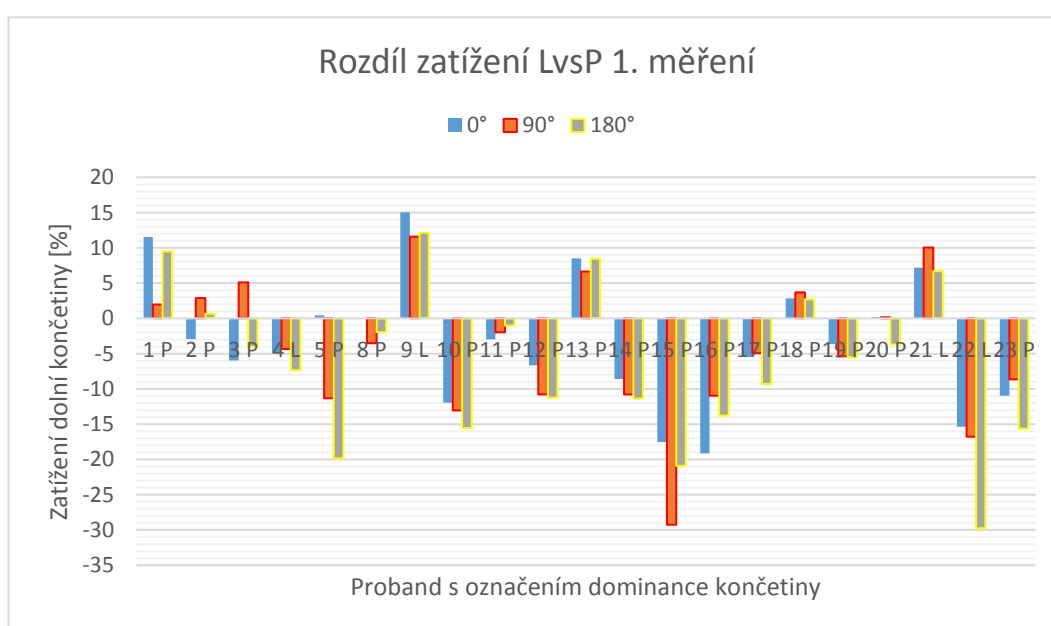
5.3.1 Popis procentuálního zatížení dolních končetin

5.3.1.1 1. měření

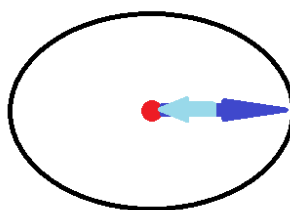
Na základě dat získaných ze 2 stabilometrických plošin Kistler byly u probandů porovnány procentuální změny zatížení dolních končetin v průběhu pohybu paže. Za rovnoměrné zatížení byly považovány výchylky do 5 %.

V 1. měření bylo procentuálně vyšší zatížení pravé dolní končetiny patrné u probandů č. 1, 9, 13 a 21, viz graf č. 3. Procentuálně vyšší zatížení levé dolní končetiny můžeme naopak pozorovat u probandů č. 4, 5, 10, 12, 14, 15, 16, 17, 19, 22 a 23. Přibližně rovnoměrné zatížení měli probandi č. 2, 3, 8, 11, 18 a 20.

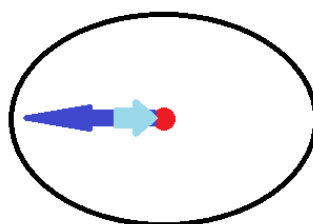
U části probandů zatěžujících více pravou dolní končetinu (č. 1, 9 a 13) lze popsat fenomén, při kterém spolu s předpažením paže dojde k přesunu zatížení více k rovnoměrnému rozložení váhy (více na levou dolní končetinu), a s jejím dalším pohybem se zatížení vrátí na pravou dolní končetinu, viz obr. č. 6. Stejným způsobem dochází k přesunu váhy i u probandů č. 4, 16, 17 a 23, kteří spolu s pohybem paže do předpažení přesunou zatížení z levé dolní končetiny směrem k rovnoměrnému rozložení váhy. Další pohyb paže do vzpažení vede k návratu vyššího zatížení na levou dolní končetinu, viz obr. č. 7.



Graf č. 3. Rozdíl procentuálního zatížení LDK vůči PDK během 1. měření



Obr. č. 6. Nejčastější fenomén změny procentuálního zatížení DKK v 1. měření, legenda – světle modrá = 1. fáze pohybu, tmavě modrá = 2. fáze pohybu

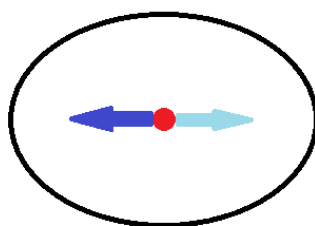


Obr. č. 7. Fenomén č. 2 změny procentuálního zatížení DKK, legenda – světle modrá = 1. fáze pohybu, tmavě modrá = 2. fáze pohybu

5.3.1.2 2. měření

V 2. měření bylo procentuálně vyšší zatížení PDK patrné u probandů číslo 1, 3, 8, 9, 11, 13, 18 a 21. Procentuálně vyšší zatížení LDK lze pozorovat u probandů číslo 10, 15, 16 a 22, viz graf č. 4. Přibližně rovnoměrné změny procentuálního zatížení DKK pozorujeme u probandů č. 2 a 4.

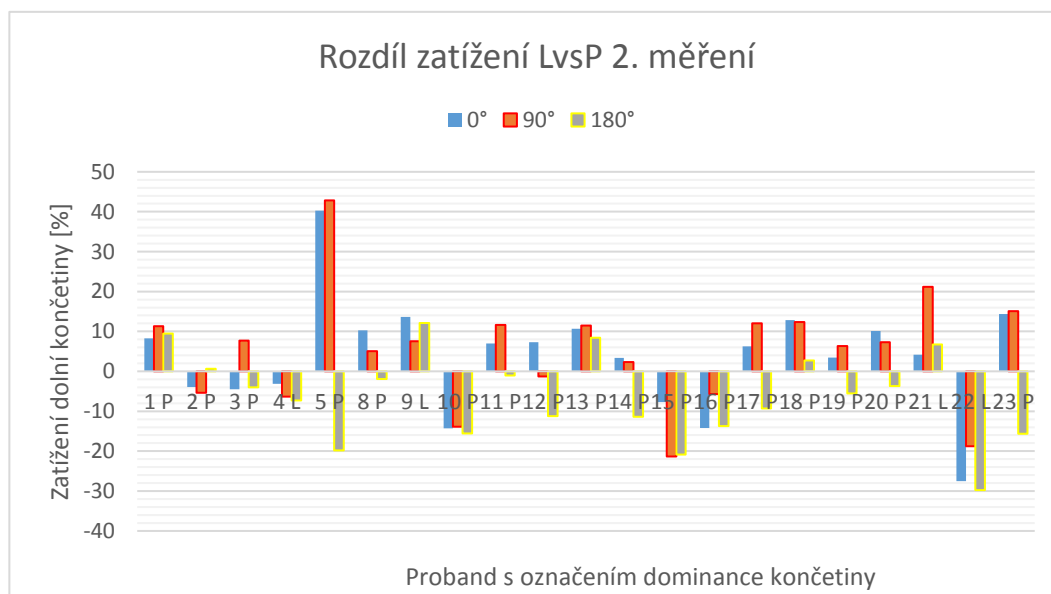
Nejčastěji, konkrétně u probandů číslo 5, 12, 14, 17, 19, 20 a 23, docházelo během pohybu paže, v daném měření, v první fázi k setrvání ve vyšším procentuálním zatížení pravé dolní končetiny. Posléze v druhé fázi, vzpažení, došlo k výraznému zvýšení zatížení levé dolní končetiny, viz obr. č. 8.



Obr. č. 8. Nejčastější fenomén přenosu procentuálního zatížení DKK ve 2. měření, legenda – světle modrá = 1. fáze pohybu, tmavě modrá = 2. fáze pohybu

Fenomén z 1. měření, při kterém spolu s předpažením paže dojde k přesunu zatížení více k rovnoměrnému rozložení váhy (více na levou dolní končetinu), a s jejím dalším pohybem se zatížení vrátí na pravou dolní končetinu, byl ve 2. měření zastoupen jen u probanda číslo 9.

Podobný fenomén také z 1. měření, ale s vyšším zatížením LDK, byl ve 2. měření více zastoupen, konkrétně u probandů číslo 3, 15 a 22.



Graf č. 4. Rozdíl procentuálního zatížení LDK vůči PDK během 2. měření

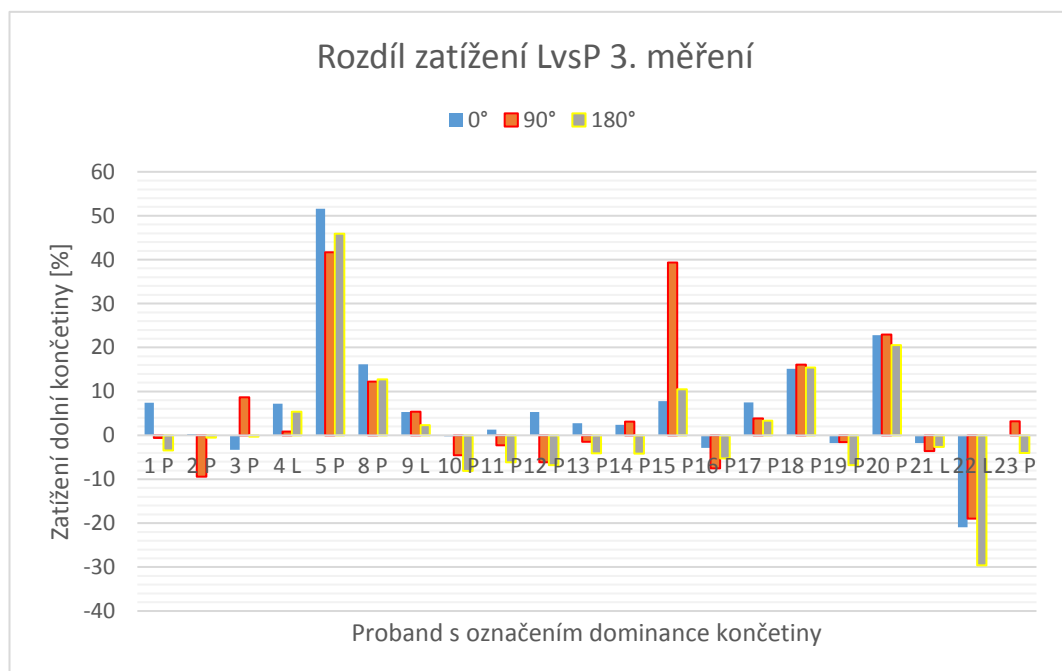
5.3.1.3 3. měření

Procentuální zatížení PDK bylo během 3. měření prokazatelně vyšší u probandů číslo 4, 5, 8, 9, 15, 17, 18 a 20. Procentuálně vyšší zatížení LDK lze pozorovat u probandů číslo 2, 10, 16, 19 a 22. Přibližně rovnoměrné zatížení lze pozorovat u probandů č. 13 a 21.

Ve 3. měření stojí za zmínku fenomén změny zatížení, kdy byla na počátku více zatížena PDK a postupem pohybu paže, v předpažení, případně až konečné fázi vzpažení došlo k přesunu zatížení na LDK. Konkrétně fenomén můžeme pozorovat na grafu č. 5 u probandů číslo 1, 11, 12, 14 a 23, viz obr. č. 8.

Fenomén z 1. měření, kdy v první fázi pohybu paže do předpažení došlo k přesunu váhy z PDK více ke střednímu postavení a ve druhé fázi pohybu paže do vzpažení se zatížení PDK opět zvýšilo, lze pozorovat u probandů číslo 3, 5 a 8.

Fenomén kdy ke stejnému přenosu zatížení došlo v rámci zatížení LDK, můžeme ve 3. variantě měření pozorovat u probanda číslo 22.



Graf č. 5. Rozdíl procentuálního zatížení LDK vůči PDK během 2. měření

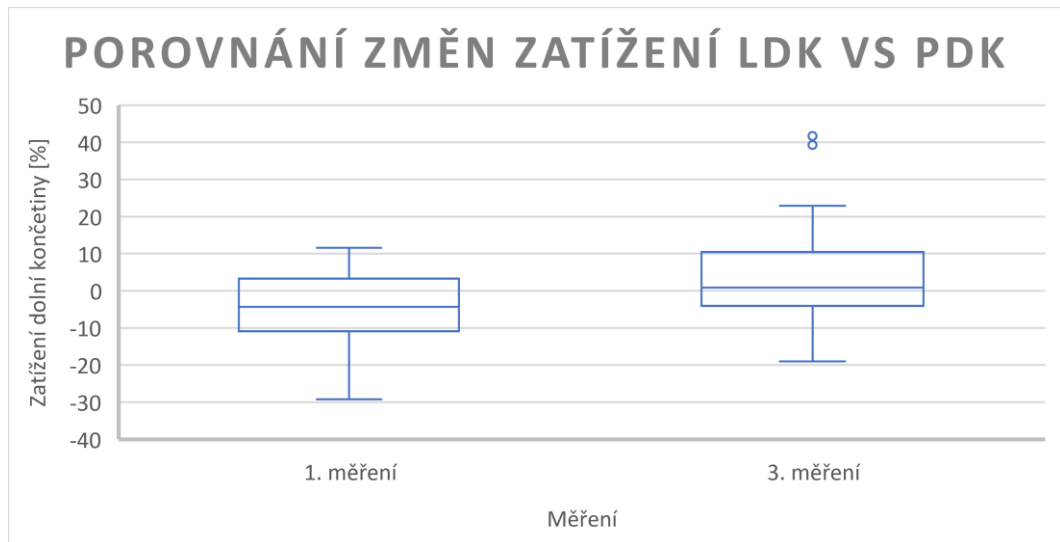
Dominance končetin se v měření bez zátěže téměř neprojevila, ale se zvýšenou zátěží a výdrží v pozici došlo k přesunu zatížení více odpovídajícímu dominanci končetin, případně zůstalo přibližně rovnoměrné rozložení zatížení s rozdílem do 10 %.

5.3.2 Rozdíl zatížení dolních končetin mezi 1. a 3. měřením

Hypotéza číslo 4 předpokládá, že zvýšení zátěže a výdrž v předpažení způsobí větší výchylky zatížení dolních končetin, než budou výchylky a změny zatížení v 1. variantě měření, bez zátěže a výdrže v pozici. K porovnání byly použity rozdíly zatížení LDK vůči PDK nasnímaných v předpažení PHK, z 1. měření, a rozdíly zatížení LDK vůči PDK v poslední fázi výdrže PHK v předpažení před pohybem do vzpažení, z 3. měření. Dané hodnoty byly porovnány použitím párového t-testu na střední hodnotu. Z výsledku testu vyplývá, že je statisticky významný rozdíl v hodnotách změn zatížení LDK a PDK mezi 1. a 3. variantou měření, $p=0,467$. Grafické znázornění porovnání změn zatížení LDK vůči PDK v 1. a 3. měření viz v grafu č. 6.

t Stat	-2,120
P(T<=t) (2)	0,047
t krit (2)	2,086

Tab. č. 3. Shrnutí výsledků párového t- testu změn procentuálního zatížení mezi 1. a 3. měřením



Graf č. 6. Porovnání změn zatížení LDK vůči PDK v 1. a 3. variantě měření

5.3.3 Vztah mezi výsledky Qualisys a Kistler

Pro ověření platnosti hypotézy číslo 5 byla porovnána vybraná data ze 3. modifikace měření. Na základě provedeného pohybu sledovaných obratlů C7, Th6, Th9 a Th12 v rámci 5 opakování byli probandi rozděleni do 2 skupin. Probandi první skupiny pohyb provedli opakovaně stejným způsobem, potvrzena 1. hypotéza. Druhá skupina probandů pohyb neprovedla opakovaně stejným způsobem, vyvrácena hypotéza č. 1. Skupiny vytvořené na základě dat získaných z programu Qualisys byly dále využity k porovnání dat naměřených ze siloměrných desek Kistler. Porovnána byla data z konce první fáze pohybu paže, v předpažení, a z druhé fáze pohybu, ve vzpažení. Výsledky Mann Whitneyova U – testu, viz tab. č. 4, neprokazují signifikantní rozdíl v procentuálních změnách zatížení dolních končetin mezi 1. a 2. skupinou probandů.

Měření	3. měření	
	90°	180°
z	-0,165	-0,165
p	0,869	0,869

Tab. č. 4. Výsledky Mann Whitneyova testu v první a druhé fázi pohybu paže ve 3. modifikaci měření

6. Diskuze

Vyšetření flexe horní končetiny je jedním ze základních vyšetření v rámci kineziologického rozboru prováděného fyzioterapeutem. Zaměřujeme se při něm na hodnocení rozsahu pohybu ramenního kloubu, scapulohumerální rytmus, celkovou posturu vyšetřovaného v průběhu pohybu, ale i plynulost pohybu. Lze pozorovat zapojení jednotlivých svalů ramenního pletence, horních fixátorů lopatek, ale i trupových svalů. Způsob provedení pohybu je klíčový. Sledování postupnosti rozvoje jednotlivých segmentů páteře, hlavně hrudní a oblasti thorakolumbálního přechodu, je klinicky považováno za stále důležitější, ale zároveň nejtěžší pro posouzení. Očekáváme jistou formu napřímění trupu, ale není jasně definováno, v kterých segmentech a jaký další rozvoj je očekáván. Véle (2006) uvádí, že ve vzpažení dochází ke zvětšení bederní lordózy a úklonu. S tvrzením se shoduje Kapandji (1982), který při unilaterální flexi paže od 120°, kdy se vyčerpá pohyb v scapulothorakálním kloubu, očekává lateroflexi páteře k jedné straně. Naproti tomu Gross (2005) popisuje extenzi páteře jen jako formu únikového mechanismu ke zvětšení skutečného rozsahu flexe ramenního kloubu. Definovány jsou případné patologie v provedení pohybu paže, mimo jiné např. kyfotizace cervikothorakálního přechodu, až s případnou protrakcí postavení hlavy, fixovaná kyfóza/hyperkyfóza hrudní páteře, nebo naopak instabilita thorakolumbálního přechodu.

Podrobné zkoumání vzájemných vztahů mezi segmentálním pohybem trupu a horní končetinou v pohybu tedy bylo dle mého úsudku dalším logickým krokem. Pozorování pohybu horní končetiny v sagitální rovině bylo zvoleno jako nejvhodnější, což vyplynulo např. ze studie Theodoridise (2002), který pozoroval vzájemnou pohyblivost paže a trupu v sagitální a scapulární rovině. V sagitální rovině byly pozorovány největší výchylky proc. spinosi a čtenější sdružené pohyby hrudní páteře vykazující vzájemnou podobnost mezi probandy.

V této studii bylo měření provedeno na vzorku mladých mužů bez muskuloskeletálních obtíží ve snaze vyhnout se patologickým formám provádění daného pohybu. Současné měření pomocí stabilometrických plošin Kistler

umožnilo co nejvíce obsáhnout daný pohyb a jeho provedení. Morris et al. (2006) ve své studii říká, že změna polohy jednoho segmentu vede ke změně celé postury v rámci zachování rovnováhy.

Pro ověření platnosti hypotézy číslo 1 bylo u každého probanda samostatně hodnoceno provedení pohybu paže vzhledem k segmentálním pohybům trupu. Dle Schinkel et al. (2015) je pro hodnocení rozvíjení hrudní páteře dostatečné sledování markerů Th6, Th9 a Th12 samotné hrudní páteře a markerů C7 a L5, kterými je pohyb pomyslně ohraničen. Obratel L5 byl při vyhodnocování považován za vztažný pro pohyby dalších segmentů páteře.

V rámci prvního měření bylo u 18 z celkových 23 probandů možné pozorovat v daných segmentech stejný opakovaný pohyb v sagitální i frontální rovině. Hypotéza č. 1 se u nich potvrdila. U části probandů nelze ověřit opakovatelnost pohybu z důvodu nedostatku naměřených dat. U 3 probandů nebyl proveden opakovatelný pohyb ve všech sledovaných segmentech. Z kineziologického pohledu na tyto probandy neexistuje, až na valgozitu P hlezna u jednoho z nich, důvod k odlišování se od většinové skupiny, kde se 1. hypotéza potvrdila. Vzhledem k tomu, že se zátěž a výdrž v pozici byl pohyb všech segmentů proveden stejně jako u ostatních probandů, nepředpokládám dysfunkci jejich hrudní páteře, případně omezení její jointplay.

V rámci druhého měření se 1. hypotéza v sagitální a frontální rovině potvrdila u 17 probandů. U jednoho z probandů nelze potvrdit opakování segmentálního pohybu z důvodu nedostatku naměřených dat. Opakovaně stejný segmentální pohyb nebyl ve všech pozorovaných segmentech proveden 5 probandy. Nesplnění podmínek hypotézy 1 lze u jednoho z probandů odůvodnit dominancí levé horní končetiny a přítomností poruchy scapulohumerálního rytmu vpravo. U dalšího probanda nedošlo k opakovaně stejnému pohybu obratle Th9. Předpokládám, že k tomu mohlo dojít z důvodu prosaku přítomného v oblasti C/Th, který může naznačovat dysfunkci v souvisejících oblastech. Lewit (2003) považuje C/Th přechod za úsek náchylný k funkčním poruchám. Zároveň nelze opomíjet komplex regionální provázanosti těla (Véle, 2006).

Ve 3. variantě měření lze hypotézu 1 potvrdit v sagitální a frontální rovině u 17 probandů. U zbylých probandů nelze prokázat opakovatelnost segmentálního pohybu z důvodu nedostatku naměřených dat.

V rámci ověření platnosti hypotézy číslo 2 byly zjištěny o konkrétních segmentálních pohybech a jejich směrech vztažených k obratli L5 mezi probandy vzájemně porovnávány. V jednotlivých rovinách byly definovány nejčastější fenomény sdruženého pohybu sledovaných segmentů. Zatížení horní končetiny a její současná výdrž ve fázi předpažení se na základě získaných dat jeví jako vhodný způsob k akcentaci provedení sdruženého pohybu hrudní páteře.

V sagitální rovině byl nejčastěji zastoupen fenomén, kdy markery na proc. spinosi C7, Th6, Th9 a Th12 vůči obratli L5 provedly ve fázi předpažení pohyb směrem dorzálním, ve vzpažení došlo k pohybu ventrálně. Četnost zastoupení probandů provádějících opakovaně daný fenomén se zvyšovala s aplikovanou zátěží a výdrží v pozici. Z počátečních 7 probandů, pohyb ve druhé variantě měření provedlo 9 probandů a ve 3. variantě měření dokonce 17 probandů. Hypotéza číslo 2 se v sagitální rovině v 1. měření nepotvrdila u 3 probandů. Ve druhém a třetím měření se nepotvrdila u 2 probandů.

Ve frontální rovině byly fenomény sdruženého segmentálního směru pohybu daných markerů sledovatelné méně často. Opět ale platí, že četnost provedení nejfrekventovanějšího fenoménu rostla s aplikovanou zátěží a výdrží v pozici.

Nejčastěji zastoupený byl fenomén sdruženého pohybu, kdy markery na proc. spinosi C7, Th6, Th9 a Th12 provedly ve fázi předpažení pohyb směrem doprava a ve vzpažení pohyb zpátky doleva. V 1. variantě měření byl fenomén pozorován u 3 probandů, ve 2. měření u 5 probandů a ve 3. měření u 8 probandů.

Výsledky Theodoridise ve studii z roku 2002 se shodují s výše popsanými nejčastějšími fenomény, při pohybu paže v sagitální rovině pozoroval sdružený pohyb hrudních segmentů do lateroflexe, rotace ipsilaterálně a do extenze. Preuss et al. (2009) se také shoduje se směry prováděného sdruženého pohybu

jednotlivých segmentů hrudní páteře, i když byl pohyb paže v sagitální rovině proveden v rámci zvedání objektu vsedě.

Na rozdíl od zmíněných Stewart et al. (1995) ve výsledcích své studie nerozlišuje směr, kterým byla provedena rotace a lateroflexe jednotlivých segmentů hrudní páteře během flexe P paže. Ve výsledcích popisuje jak ipsilaterální, tak kontralaterální sdružený vzor pohybu.

Z kineziologického pohledu považuji ve fyziologickém stavu za pravděpodobnější, že při flexi P paže dojde k pohybu hrudních segmentů ipsilaterálním směrem. Potvrzením teorie může být i EMG studie Hodges et al. (2007), kdy při flexi P paže došlo k zapojení ipsilaterálního m. longissimus dorsi a kontralaterálního m. multifidus daného segmentu. Jednostranná aktivita m. longissimus dorsi vede k ipsilaterální lateroflexi. Jednostranná aktivita m. multifidus vede k ipsilaterální lateroflexi a kontralaterální axiální rotaci segmentu. Platnost teorie naznačují i moje výsledky. Přesné vztahy a souvislosti je však potřebné dále zkoumat.

Hypotéza č. 2 se ve frontální rovině nepotvrdila v 1. měření u 12 probandů, ve 2. měření u 13 probandů a ve 3. měření u 6 probandů. S aplikovanou zátěží a výdrží v pozici se i ve frontální rovině potvrzují zvýšené tendence k provedení stejného opakovaného sdruženého pohybu hrudní páteře.

Vysokou míru vyvrácení hypotézy č. 2 ve frontální rovině přikládám tomu, že jednotlivé segmenty ve frontální rovině při pohybu paže do flexe neprovedou lateroflexi nebo axiální rotaci ve velkém rozsahu. Vzhledem k použité zobrazovací metodě s kožními senzory může být pohyb hůře snímán. Naměřené výchylky jsou vyšší než případná odchylka měření uváděná výrobcem systému Qualisys, tedy do 5 mm, i přesto je potřeba zvážit vliv artefaktů kůže. Ze studie Heneghan et al. (2009) vyplývá, že největší chyby měření způsobené snímáním z povrchových kožních markerů vznikají při axiální rotaci v oblasti hrudní páteře.

Tvrzení podporuje i výsledky z porovnání rozdílů ve velikosti výchylek markerů na proc. spinosi daným směrem mezi 1. a 3. variantou měření. Ve frontální rovině byla hypotéza č. 3 vyvrácena ve všech sledovaných

segmentech. Rozdíl v hodnotách výchylek markerů mezi vybranými měřeními není statisticky průkazný. V sagitální rovině se 3. hypotéza potvrdila u markerů na proc. spinosi C7, Th6 a Th9. Hypotéza se v dané rovině nepotvrdila u markeru na proc. spinosus Th12. V této studii patří výsledky ze segmentu Th12 mezi nejčastěji chybějící v celém průběhu měření nebo chybějící částečně – dopočítávány v krátkém chybějícím úseku. Nedostatečná data ze segmentu, případně nedostatečný záznam o něm považuji za možný důvod daného výsledku.

Předpoklad, že zvýšení aplikované zátěže a výdrž v pozici bude vést k větším změnám procentuálního zatížení DKK, se potvrdil. K ověření platnosti hypotézy číslo 4 byly analyzovány data získaná ze siloměrných desek Kistler v 1. a 3. modifikaci měření. Hypotéza se potvrdila s $p=0,047$ na hladině významnosti $\alpha=5$. Můžeme tedy tvrdit, že zvýšení zátěže horní končetiny při jejím pohybu a výdrž v pozici předpažení zvyšuje nároky na posturální stabilizaci. To se plně shoduje s výsledky Morrise (2006).

K ověření platnosti hypotézy číslo 5 jsme probandy rozdělili do dvou skupin na základě potvrzení/vyvrácení hypotézy č. 1. Stejně skupiny byly na jejich základě vytvořeny z dat ze siloměrných desek Kistler. Statistické porovnání skupin použitím Mann Whitneyova U-testu neprokázalo statisticky signifikantní rozdíl mezi skupinami a změnami procentuálního zatížení DKK jejich probandů. Hypotéza číslo 5 se nepotvrdila.

Rozdělení probandů do skupin na základě nepotvrzené 1. hypotézy může být důvodem, proč se souvislost mezi neunifikovaným provedením pohybu trupu a většími změnami procentuálního zatížení dolních končetin nepotvrdila. Druhá skupina byla vytvořena z dat všech probandů, u kterých se 1. hypotéza nepotvrdila, nicméně u většiny z nich nelze plně prokázat, že pohyb skutečně neprovedli daným způsobem z důvodu nedostatku naměřených dat o pohybu z některých segmentů páteře.

Ve studii Reevese (2006) se potvrdila závislost mezi zvýšením tuhosti hrudníku a snížením posturální stability. Teorii, ze které vycházela hypotéza č. 5, potvrzuje i Gruneberg (2004), který říká, že pasivní tuhost trupu zvyšuje

pravděpodobnost ztráty rovnováhy během stoje. Určitou formu dysfunkce hrudní páteře, případně omezení její pohyblivosti, proto považuji, i přes neprokázání 5. hypotézy v aktuální studii, za možný důvod ke změnám posturální stability.

7. Závěr

Z dostupných dat bylo u většiny probandů možné pozorovat opakované pohyby sledovaných obratlů v rámci daných modifikací měření. Pohyby byly zahrnuty do fenoménů sdruženého pohybu jednotlivých segmentů páteře, které vykazovali vzájemnou podobnost mezi probandy. Na základě zmíněných výsledků můžeme říct, že jednotlivé hrudní segmenty při pohybu paže vykazují konzistentní vzájemné interakce, a to zejména při aplikaci zátěže na pohybující se paži a výdrže v pozici předpažení.

S aplikací zátěže a výdrže v pozici také signifikantně roste velikost výchylek jednotlivých segmentů páteře v sagitální rovině. Ve frontální rovině nebyl rozdíl výchylek prokazatelně odlišný. Dovolím si tedy tvrdit, že pro sledování vzájemných segmentálních pohybů páteře v rámci sagitální roviny je vhodné použít pohyb paže v sagitální rovině.

S aplikovanou zátěží a výdrží v pozici předpažení, došlo také ke statisticky prokazatelnému zvýšení změn procentuálního zatížení DKK oproti měření bez zátěže. Zmíněný efekt zvýšení posturálního zatížení je potřeba mít na paměti při zvyšování zátěže v rámci terapeutické praxe.

V aktuální studii se nepodařilo prokázat vztah mezi zvýšením posturálního zatížení a neopakovaným provedením segmentálního pohybu páteře. To však bylo nejspíše způsobeno složením skupin, kdy nejde jednoznačně prokázat, že vybraná skupina sdružený pohyb jednotlivých segmentů neprovedla, kvůli nedostatku naměřených dat. K lepšímu ozřejmění je tedy potřeba další výzkum. Za vhodné také považuji zkoumání rozdílu mezi asymptomatickou kontrolní skupinou a symptomatickou skupinou probandů, např. s bolestivostí hrudní páteře nebo oblasti ramenního pletence.

Vzhledem k charakteru práce to v aktuální studii nebylo možné, ale považuji za důležité sledovat, hodnotit a mezi segmenty vzájemně porovnávat také míru provedeného segmentálního pohybu páteře.

Také doufám, že v budoucnosti dojde k vývoji a použití vhodné zobrazovací metody, která bude neinvazivní, ale současně nabídne možnost sledování pohybu jednotlivých segmentů páteře bez zbytečných kožních artefaktů. Sonografie je jednou z aktuálně použitelných možností, nicméně mimo jiné za velký deficit považuji nemožnost sledování všech relevantních segmentů současně v daném čase.

Zdroje

1. BAGG, Stephen D., et al. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med Rehabil*, 1988, 67.6: 238-245.
2. BERGMAN, Gert JD, et al. Manipulative therapy in addition to usual medical care for patients with shoulder dysfunction and pain: a randomized, controlled trial. *Annals of internal medicine*, 2004, 141.6: 432-439.
3. BERGLUND, K. M.; PERSSON, B. H.; DENISON, Eva. Prevalence of pain and dysfunction in the cervical and thoracic spine in persons with and without lateral elbow pain. *Manual therapy*, 2008, 13.4: 295-299.
4. BIALOSKY, Joel E., et al. The mechanisms of manual therapy in the treatment of musculoskeletal pain: a comprehensive model. *Manual therapy*, 2009, 14.5: 531-538.
5. BOWLING, Richard W.; ROCKAR JR, Paul A.; ERHARD, Richard. Examination of the shoulder complex. *Physical therapy*, 1986, 66.12: 1866-1877.
6. BRIGGS, Andrew M., et al. Prevalence and associated factors for thoracic spine pain in the adult working population: a literature review. *Journal of occupational health*, 2009, 0903300066-0903300066.
7. CAGNIE, Barbara, et al. Individual and work related risk factors for neck pain among office workers: a cross sectional study. *European Spine Journal*, 2007, 16.5: 679-686.
8. CROSBIE, Jack, et al. Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. *Clinical Biomechanics*, 2008, 23.2: 184-192.
9. ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. 3. vyd. Praha: Grada, 2011. 552 s. ISBN 978-80-247-3817-8.
10. DIONNE, Clermont E., et al. Determinants of "return to work in good health" among workers with back pain who consult in primary care settings: a 2-year prospective study. *European Spine Journal*, 2007, 16.5: 641-655.

11. DOODY, S. G. Shoulder movements during abduction in the scapular plane. *Arch Phys Med Rehabil*, 1970, 51.10: 595-604.
12. DYLEVSKÝ, Ivan. Speciální kineziologie. Praha: Grada, 2009. 184 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
13. EDMONDSTON, Stephen J., et al. Postural neck pain: an investigation of habitual sitting posture, perception of 'good' posture and cervicothoracic kinaesthesia. *Manual Therapy*, 2007, 12.4: 363-371.
14. EDMONDSTON, Stephen, et al. Clinical and radiological investigation of thoracic spine extension motion during bilateral arm elevation. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 2012, 42.10: 861-869.
15. GRANATA, K. P.; SLOTA, G. P.; BENNETT, B. C. Paraspinal muscle reflex dynamics. *Journal of biomechanics*, 2004, 37.2: 241-247.
16. GROSS, Jeffrey M.; FETTO, Joseph; ROSEN, E. Vyšetření pohybového aparátu. 1. vyd. Praha: Triton, 2005. 599 s. ISBN 80-7254-720-8.
17. HENEGHAN, Nicola R., et al. Stability and intra-tester reliability of an in vivo measurement of thoracic axial rotation using an innovative methodology. *Manual Therapy*, 2009, 14.4: 452-455.
18. HENEGHAN, Nicola R.; BALANOS, George M. Soft tissue artefact in the thoracic spine during axial rotation and arm elevation using ultrasound imaging: a descriptive study. *Manual therapy*, 2010, 15.6: 599-602.
19. HENEGHAN, N. R.; RUSHTON, A. Understanding why the thoracic region is the 'Cinderella' region of the spine. *Manual therapy*, 2016, 21: 274-276.
20. HODGES, Paul W.; MOSELEY, G. Lorimer. Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: a risk factor for chronic trouble?. *Behavioral neuroscience*, 2006, 120.2: 474.
21. HODGES, Paul W.; LEE, Linda-Joy; COPPIETERS, Michel W. Anticipatory postural adjustments to arm movement reveal complex control of paraspinal muscles in the thorax. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, 19.1: 46-54.
22. HODGES, Paul W., et al. Balance is impaired in people with chronic obstructive pulmonary disease. *Gait & posture*, 2010, 31.4: 456-460.

23. HOLLINSHEAD, W. H., et al. The shoulder. *Functional Anatomy of the Limbs and Back, ed*, 1981, 5: 97-102.
24. JANURA, Miroslav; ZAHÁLKA, František. Kinematická analýza pohybu člověka. Univerzita Palackého, 2004. 210 s. ISBN 978-80-244-0930-6.
25. JOHNSON, G. R.; STUART, P. R.; MITCHELL, S. A method for the measurement of three-dimensional scapular movement. *Clinical Biomechanics*, 1993, 8.5: 269-273.
26. JOHNSON, Linda B., et al. Validity and reliability of smartphone magnetometer-based goniometer evaluation of shoulder abduction—a pilot study. *Manual Therapy*, 2015, 20.6: 777-782.
27. KAPANDJI, I. A. The Physiology of the Joints, Upper extremity. New York, Churchill Livingstone, 1982.
28. KOLÁŘ, Pavel, et al. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.
29. LEE, Linda-Joy; COPPIETERS, Michel W.; HODGES, Paul W. Anticipatory postural adjustments to arm movement reveal complex control of paraspinal muscles in the thorax. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2009, 19.1: 46-54.
30. LEINONEN, Ville, et al. Lumbar paraspinal muscle function, perception of lumbar position, and postural control in disc herniation-related back pain. *Spine*, 2003, 28.8: 842-848.
31. LEWIT, Karel. Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. 5. vyd. Praha: Sdělovací technika, 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.
32. LINC, Rudolf; DOUBKOVÁ, Alena. Anatomie hybnosti I. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2001. 247 s. ISBN 80-7184993-6.
33. MCQUADE, K. J.; WEI, Shun Hwa; SMIDT, G. L. Effects of local muscle fatigue on three-dimensional scapulohumeral rhythm. *Clinical Biomechanics*, 1995, 10.3: 144-148.
34. NEUMANN, Donald A. *Shoulder complex* [online]. 2015 [cit. 2017-08-03]. Dostupné z: <https://clinicalgate.com/shoulder-complex/>
35. O'GORMAN, Helen; JULL, Gwendolen. Thoracic kyphosis and mobility: the effect of age. *Physiotherapy Practice*, 1987, 3.4: 154-162.

36. OTÁHAL, Jakub. Objektivizační metody: Stabilometrie. KATEDRA ANATOMIE A BIOMECHANIKY UK FTVS. Biomech [online]. 2001 [cit. 2017-08-10]. Dostupné z: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/kab/archiv/index.php>
37. PREUSS, Richard et al. Postural reactions of the trunk muscles to multi-directional perturbations in sitting. *Clinical Biomechanics*, 2009, 24.2: 176-182.
38. QUALYSIS. Company presentation: The art of motion capture. Gotheburg, 2015. [online]. [cit. 2017-08-10]. Dostupné z: http://content.qualisys.com/2015/10/PI_QTM.pdf
39. REEVES, N. Peter, et al. The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 2006, 174.4: 694.
40. RYCHLÍKOVÁ, Eva. Funkční poruchy kloubů končetin: diagnostika a léčba. 1. vyd. Praha: Grada, 2002. 256 s. ISBN 80-2470-237-1.
41. SAHARA, Wataru, et al. Three-dimensional clavicular and acromioclavicular rotations during arm abduction using vertically open MRI. *Journal of Orthopaedic Research*, 2007, 25.9: 1243-1249.
42. SHAFEIE, Mohsen, et al. Arm movement effect on balance. In: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2012. p. 4549-4552.
43. STEWART, Susan G., et al. An initial analysis of thoracic spine movement during unilateral arm elevation. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 1995, 3.1: 15-20.
44. SUCHOMEL, Tomáš. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13, 2006, č. 3, s. 112-125.
45. SUEKI, Derrick G.; CLELAND, Joshua A.; WAINNER, Robert S. A regional interdependence model of musculoskeletal dysfunction: research, mechanisms, and clinical implications. *Journal of manual & manipulative therapy*, 2013, 21.2: 90-102.
46. SUGAMOTO, Kazuomi, et al. Scapulohumeral rhythm: relationship between motion velocity and rhythm. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 2002, 401: 119-124.

47. THEODORIDIS, D.; RUSTON, S. The effect of shoulder movements on thoracic spine 3D motion. *Clinical Biomechanics*, 2002, 17.5: 418-421.
48. VÉLE, František. Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
49. VLÁČILOVÁ, Ivana. *Kinematika cervikothorakálního regionu páteře v kontextu celkového držení těla*. Praha, 2014. Disertační práce. FTVS UK.
50. WALSER, Ronald F.; MESERVE, Brent B.; BOUCHER, Thomas R. The effectiveness of thoracic spine manipulation for the management of musculoskeletal conditions: a systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 2009, 17.4: 237-246.
51. WILLEMS, J. M.; JULL, G. A.; NG, JK-F. An in vivo study of the primary and coupled rotations of the thoracic spine. *Clinical Biomechanics*, 1996, 11.6: 311-316.
52. WONG, Wai Yin; WONG, Man Sang; LO, Kam Ho. Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review. *Prosthetics and orthotics international*, 2007, 31.1: 62-75.

Přílohy

Seznam příloh

Příloha č. 1. Originál potvrzeného formuláře Etickou komisí UK FTVS.

Příloha č. 2. Vzor informovaného souhlasu účastníků výzkumu.

Příloha č. 3. Seznam obrázků.

Příloha č. 4. Seznam tabulek.

Příloha č. 5. Seznam grafů.

Příloha č. 6. CD s naměřenými daty.

Příloha č. 1.

Originál potvrzeného formuláře Etickou komisí UK FTVS.

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

Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Název projektu: Změny hybnosti trupu vzhledem k posturální stabilitě

Forma projektu: výzkumná práce - diplomová práce

Období realizace: únor 2017

Předkladatel: Bc. Monika Slašťanová

Hlavní řešitel: Bc. Monika Slašťanová

Vedoucí práce (v případě studentské práce): doc. Ing. Monika Šorfová, Ph.D.

Popis projektu: Výzkum bude proveden na vzorku 20 mužů v rozmezí 20 – 30 let, reprezentující běžnou zdravou populaci. Cílem je kvantifikovat pohyb jednotlivých segmentů páteře, zejména hrudní, vzhledem k pohybu horní končetiny v prostoru. Každý proband provede elevaci paže v sagitální rovině v plném rozsahu pohybu, poté provede stejný pohyb s činkou o hmotnosti 1,5 kg. Kvantifikace proběhne pomocí snímání pohybu předem daných bodů na těle probandů použitím systému Qualisys. Souběžně budou snímány výchylky těžiště probandů pomocí stabilometrické plošiny Kistler.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky: Žádná z použitých metod nepatří mezi invazivní. Probandi budou před samotným zahájením měření poučeni o bezpečnostních předpisech dodržovaných v laboratoři Biomechaniky extrémních zátěží, UK FTVS. Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu testování. Z výzkumu budou vyřazeni jednotlivci, kteří zaznamenali bolesti pohybového aparátu v průběhu posledních 3 měsíců, a také jednotlivci, kteří měli předchozí úraz páteře a ramenních pletenců či jiné vážné onemocnění (případně po posouzení lékaře). Výzkumu se nemohou zúčastnit ani jednotlivci s přetrvávajícími následky předchozích úrazů jiných částí pohybového aparátu, případně vrozenou či získanou deformitou, které by mohli ovlivnit jejich výsledky vůči skupině. Měření se nebudou účastnit osoby s předchozími alergickými reakcemi na různé formy náplastí, případně lepidel. Kontraindikace bude posouzena na základě informací získaných od probanda.

Etické aspekty výzkumu: Výzkumu se nezúčastní žádná z vulnerabilních skupin. V samotné diplomové práci budou probandi označeni čísly. Osobní datá budou anonymizovaná a po anonymizaci budou smazána.

Informovaný souhlas: přiložen

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

V Praze dne: 15. 2. 2017

Vyjádření Etické komise UK FTVS

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

Členové: prof. PhDr. Pavel Slepíčka, DrSc.

doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

PhDr. Pavel Hráský, Ph.D.

Mgr. Eva Prokešová, Ph.D.

MUDr. Simona Majorová

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 022/2017

dne: 21. 2. 2017

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6
razítko UK FTVS

podpis předsedkyně EK UK FTVS

Příloha č. 2.

Vzor informovaného souhlasu účastníků výzkumu.

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu v rámci diplomové práce s názvem *Změny hybnosti trupu vzhledem k posturální stabilitě prováděné v laboratoři Biomechaniky extrémní zátěže, Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy.*

Cílem výzkumu je kvantifikovat pohyb jednotlivých segmentů páteře, vzhledem k pohybu horní končetiny v prostoru se zátěží (1,5kg) a bez zátěže. Pohyb bude snímán pomocí markerů systému Qualisys nalepených na těle. Souběžně budou zaznamenány výchylky těžiště těla pomocí stabilometrické plošiny Kistler. Obě metody jsou neinvazivní. Měření je jednorázové s trváním přibližně 30 minut. Rizika prováděného testování nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u tohoto typu testování. Z výzkumu budou vyřazeni jednotlivci, kteří zaznamenali bolesti pohybového aparátu v průběhu posledních 3 měsíců, a také jednotlivci, kteří měli předchozí úraz páteře a ramenních pletenců či jiné vážné onemocnění (případně po posouzení lékaře). Výzkumu se nemohou zúčastnit ani jednotlivci s přetrvávajícími následky předchozích úrazů jiných částí pohybového aparátu, případně vrozenou či získanou deformitou, které by mohli ovlivnit jejich výsledky vůči skupině. Měření se nemohou účastnit osoby alergické na různé formy náplastí, případně lepidel.

Získaná data budou zpracovávána a uchována v anonymní podobě a publikována v diplomové práci a v odborných časopisech a na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS. Po anonymizaci budou osobní data smazána. V samotné diplomové práci budete označen číslem.

V příloze diplomové práce bude uvedena fotografie jednoho z probandů s na těle připevněnými markery. Fotografie bude bez zobrazení obličeje. Diplomová práce bude po její obhajobě volně přístupná v repositáři závěrečných prací Univerzity Karlovy.

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Monika Slašťanová Podpis:

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Monika Slašťanová Podpis:

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

Místo, datum

Jméno a příjmení účastníka: Podpis:

Příloha č. 3.

Seznam obrázků

Obr. č. 1. Ukázka umístění markerů systému Qualisys	str. 38
Obr. č. 2. Fenomény pohybu markeru L5 ve frontální rovině	str. 45
Obr. č. 3. Fenomén pohybu markeru L5 v sagitální rovině	str. 46
Obr. č. 4. Fenomény pohybu markerů C7, Th6, Th9 a Th12 v sagitální rovině	str. 48
Obr. č. 5. Fenomény pohybu markerů C7, Th6, Th9 a Th12 ve frontální rovině	str. 52
Obr. č. 6. Nejčastější fenomén změny procentuálního zatížení DKK v 1. měření	str. 58
Obr. č. 7. Fenomén č. 2 změny procentuálního zatížení DKK	str. 58
Obr. č. 8. Nejčastější fenomén přenosu procentuálního zatížení DKK ve 2. měření	str. 59

Příloha č. 4.

Seznam tabulek

Tab. č. 1. Shrnutí výsledků párového t- testu pro osu x	str. 55
Tab. č. 2. Shrnutí výsledků párového t- testu pro osu y	str. 56
Tab. č. 3. Shrnutí výsledků párového t- testu změn procentuálního zatížení mezi 1. a 3. měřením	str. 61
Tab. č. 4. Výsledky Mann Whitneyova testu v první a druhé fázi pohybu paže ve 3. modifikaci měření	str. 62

Příloha č. 5.

Seznam grafů

Graf č. 1. Porovnání výchylek markerů C7, Th6, Th9 a Th12 mezi 1. a 3. měřením ve frontální rovině	str. 55
Graf č. 2. Porovnání výchylek markerů C7, Th6, Th9 a Th12 mezi 1. a 3. měřením v sagitální rovině	str. 56
Graf č. 3. Rozdíl procentuálního zatížení LDK vůči PDK během 1. měření	str. 57
Graf č. 4. Rozdíl procentuálního zatížení LDK vůči PDK během 2. měření	str. 59
Graf č. 5. Rozdíl procentuálního zatížení LDK vůči PDK během 2. měření	str. 60
Graf č. 6. Porovnání změn zatížení LDK vůči PDK v 1. a 3. variantě měření	str. 62

Příloha č. 6.

CD s naměřenými daty

CD obsahuje data extrahovaná z programu QTM a Bioware, každé v samostatném souboru, ve formátu *xlsx. Data jsou zúžená pouze na zkoumané, pohybem paže dané, časové úseky v upažení, předpažení a vzpažení v 5 opakováních 3 modifikací měření jednotlivých probandů. CD také obsahuje soubor ve formátu *xlsx. s 2 tabulkami jednotlivých fenoménů segmentální pohyblivosti páteře probandů v rámci ověření hypotézy č. 2. Fenomény jsou popsány v rámci osy x a y, každá na samostatném listu.