

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**Hodnocení svalové aktivity trupu volejbalistek při flexi a
abdukci horních končetin pomocí poly-EMG**

Diplomová práce

Autor: Bc. Pavlína Stojaspalová

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2021

Jméno a příjmení autora: Bc. Pavlína Stojaspalová

Název diplomové práce: Hodnocení svalové aktivity trupu volejbalistek při flexi a abdukci horních končetin pomocí poly-EMG

Pracoviště: Katedra fyzioterapie

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2021

Abstrakt: Cílem této diplomové práce bylo zhodnocení a srovnání svalové aktivity vybraných svalů trupu (konkrétně m. trapezius pars ascendens a descendens, m. latissimus dorsi a lumbální část mm. erectores spinae) při flexi a abdukci dominantní a nedominantní horní končetiny pomocí povrchové elektromyografie. Měření bylo provedeno na 15 hráčkách volejbalu v průměrném věku 22 let. Z naměřených hodnot byla určena intenzita zapojení (mean) daných svalů a srovnány rozdíly mezi svaly dominantní a nedominantní strany. Výsledky neprokázaly, existenci statisticky významného rozdílu mezi intenzitou zapojení na dominantní a nedominantní straně během elevačního pohybu zatížené horní končetiny. Statisticky významný rozdíl byl však nalezen u lumbální části mm. erectores spinae během pohybu z maximální flexe zpět do výchozího postavení končetiny. Dále při zkoumání metodou tensiomyografie nebyl nalezen statisticky významný rozdíl v kontraktilních vlastnostech mm. erectores spinae a m. latissimus dorsi dominantní a nedominantní strany. Statisticky významný rozdíl byl nalezen v případě pohybu trupu do lateroflexe vlevo a vpravo, který byl hodnocen pomocí systému Backscan®.

Klíčová slova: sEMG, volejbal, elevace horní končetiny, dominantní, TMG

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Pavlína Stojaspalová

Title of the master paper: Evaluation of trunk muscle activity during upper limbs flexion and abduction using poly-EMG in female volleyball players

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture at Palacký University in Olomouc

Supervisor: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

The year of presentation: 2021

Abstract: The aim of the Master's thesis was to evaluate and compare muscular activities of selected trunk muscles (namely m. trapezius pars ascendens and descendens, m. latissimus dorsi and the lumbar part of mm. erectores spinae) in flexion and abduction of the dominant and non-dominant upper limb using the method of surface electromyography. The measurements were made on 15 female volleyball players of the average age of 22 years. From the measured values, contraction intensity (mean) of the selected muscles was detected and differences between the muscles on the dominant and non-dominant side were compared. The results didn't demonstrate that there is a statistically significant difference between contraction intensity on the dominant and non-dominant side during the elevation movement of the weight-bearing extremity. However, a statistically significant difference was detected in the lumbar part of mm. erectores spinae when moving from the maximum flexion back to the initial position of the limb. Furthermore, a statistically significant difference wasn't detected in the examination of contractile qualities of mm. erectores spinae and m. latissimus dorsi of the dominant and non-dominant side using the method of tensiomyography. A statistically significant difference was detected in the movement of the trunk to left and right lateroflexion, evaluated using the Backscan® system.

Key words: sEMG, volleyball, arm elevation, dominant, TMG

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

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Amra Zaatara, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržela zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne

.....

Poděkování:

Děkuji Mgr. Amru Zaatarovi, Ph.D. za vedení, odborný dohled a vstřícný přístup při zpracovávání této diplomové práce. Děkuji také RNDr. Milanu Elfmarkovi za pomoc při statickém zpracování dat.

Dále bych chtěla také poděkovat všem, kteří mě v průběhu studia podporovali a pomáhali mi. Speciální poděkování patří PhDr. Lii Hubáčkové.

OBSAH

1	ÚVOD	10
2	PŘEHLED POZNATKŮ	11
2.1	Anatomie a funkční kineziologie.....	11
2.1.1	Povrchové zádové svalstvo	11
2.1.2	Hluboké zádové svalstvo	11
2.1.3	Kineziologie ramenního pletence.....	12
2.1.4	Svalové řetězení	14
2.2	Volejbal	15
2.2.1	Poranění ve volejbale	15
2.3	Elektromyografie	18
2.3.1	Elektrofyzilogická podstata svalové aktivity	19
2.3.2	Povrchová elektromyografie	20
2.4	Tensiomyografie	23
2.5	Backscan®.....	25
3	CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY	28
3.1	Cíl diplomové práce.....	28
3.2	Dílčí cíle	28
3.3	Výzkumné otázky	28
4	METODIKA	29
4.1	Charakteristika výzkumného souboru	29
4.1.1	Informovanost účastníků výzkumu	29
4.2	Metodika vyšetření	29
4.2.1	Vyšetření hypermobility	30
4.2.2	Functional reach test	30
4.2.3	Vyšetření posturální stabilizace	30
4.3	Metodika měření.....	32

4.3.1	Povrchová elektromyografie	32
4.3.2	Tensiomyografie	34
4.3.3	Backscan®	34
4.4	Statistické zpracování dat	35
5	VÝSLEDKY MĚŘENÍ.....	36
5.1	Výsledky testů hypermobility.....	36
5.2	Výsledky Functional reach testu.....	37
5.3	Výsledky testů posturální stabilizace	38
5.4	Výsledky testování lateroflexe páteře pomocí systému Backscan®	39
5.5	Výsledky k výzkumným otázkám	40
6	DISKUZE	51
7	ZÁVĚR	63
8	SOUHRN	64
9	SUMMARY	66
10	REFERENČNÍ SEZNAM	68
11	PŘÍLOHY	74

SEZNAM ZKRATEK

AC	akromioklavikulární kloub
AP	akční potenciál
D	dominantní strana
DABD	abdukce dominantní horní končetiny
DFL	flexe dominantní horní končetiny
DHK	dominantní horní končetina
Dm	maximum amplitude displacement – maximální amplituda svalové kontrakce
DT	dolní část m. trapezius, pars. ascendens m. trapezius
EKG	elektrokardiogram
EMG	elektromyografie
ES	lumbální část mm. erectores spinae
HT	horní část m. trapezius, pars descendens m. trapezius
LD	m. latissimus dorsi
m.	musculus
MJ	motorická jednotka
mm.	musculi
n.	nervus
N	nedominantní strana
NABD	abdukce nedominantní horní končetiny
NDHK	nedominantní horní končetina
NFL	flexe nedominantní horní končetiny
SC	sternoklavikulární kloub
sEMG	surface electromyography – povrchová elektromyografie

SENIAM	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles, Společnost pro neinvazivní vyšetření svalů pomocí povrchové elektromyografie
Tc	contraction time – doba kontrakce
Td	delay time – doba zpoždění
TMG	tensiomyografie
Tr	half relaxation time – doba relaxace
Ts	sustained contraction time – doba držené kontrakce
Vc	velocity of contraction – rychlost svalové kontrakce
Vrn	normalizovaná rychlost svalové odezvy
ZP	pohyb zpět do výchozí pozice

1 ÚVOD

Tato diplomová práce je zaměřena na hodnocení svalové aktivity vybraných svalů trupu u profesionálních volejbalistek a její bilaterální srovnání na základě existující preference dominantní horní končetiny a jejímu stereotypnímu nadužívání při vykonávání aktivit spojených s hraním volejbalu. Vzhledem k charakteru tohoto sportu, při kterém dochází k opakovaným pohybům horních končetin nad úroveň hlavy, byly pro účely měření zvoleny elevační pohyby vždy jedné horní končetiny, ve smyslu flexe nebo abdukce, s následným návratem zpět do výchozí pozice. K objektivnímu zaznamenání a posouzení svalové aktivity během těchto pohybů byla využita neinvazivní technika povrchové elektromyografie.

Další neinvazivní technika, která byla v této práci využita s cílem porovnání vlastností svalové tkáně a zjištění stranových rozdílů vybraných svalů trupu dominantní a nedominantní strany, je tensiomyografie.

Pro objektivní zhodnocení stranových rozdílů v oblasti páteře během lateroflexe trupu, v souvislosti opět se stranovou dominancí, je v práci využito funkční analýzy páteře pomocí systému Backscan®.

Teoretická část práce je zaměřena na popis funkčních anatomických vztahů a svalových řetězců, které zajišťují a ovlivňují komplex ramenního pletence během provádění pohybů horní končetinou, včetně popisu jednotlivých fází flexe a abdukce. Popsána je také problematika hraní volejbalu s jeho dopady na pohybový aparát s důrazem na poranění a obtíže spojené s komplexem ramenního pletence a oblastí trupu, především oblasti dolní části zad. Závěrečné kapitoly teoretické části jsou věnovány charakteristice jednotlivých měřicích metod.

V praktické části práce je popsána charakteristika výzkumného souboru a metodika měření na konkrétních přístrojích.

Cílem diplomové práce je posouzení a srovnání svalové aktivity vybraných svalů trupu během prováděné flexe a abdukce dominantní a nedominantní horní končetiny pomocí povrchové elektromyografie.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Anatomie a funkční kineziologie

2.1.1 Povrchové zádové svalstvo

Do povrchové vrstvy zádových svalů patří svaly končetinového původu, svaly spinohumerální, které jdou od páteře na humerus nebo lopatku (Čihák, 2011).

Musculus trapezius je složen z jednotlivých částí, které spolu vytváří široký plochý sval spojující hlavu s osovým orgánem. Funkčně se dělí na tři části (horní, střední a dolní), které mají vliv na pohyb a postavení hlavy, krční a hrudní páteře, lopatky a ramenního pletence. Současná kontrakce jednotlivých částí způsobuje superiorní rotaci lopatky (20 °) a její tah mediálně a posteriorně. Jako celek přitlačuje m. trapezius obě lopatky k hrudníku za účelem zpevnění ramenního pletence, působí proti poklesu paže a zajišťuje udržení kontaktu lopatky s hrudníkem. Hraje roli při abdukci horní končetiny, během které vytváří spolu s m. serratus anterior dvojici, která iniciuje abdukci scapulothorakálního skloubení. Takto rozsáhlý plochý sval je však schopen samostatné funkce svých jednotlivých částí, jako by se jednalo o samostatné hlavy svalu. Horní část svalu se podílí na elevaci ramenního pletence, extenzi hlavy proti šíji a kontralaterální rotaci hlavy. Střední část provádí addukci lopatky, kterou dále přitlačuje k hrudníku a posouvá rameno směrem dozadu. Dolní část svalu táhne lopatku dolů a mediálně a působí tak i depresi ramene. Porucha funkce m. trapezius ovlivňuje nejen postavení hlavy, šíje a lopatky a tím postavení ramenního pletence, ale i osového orgánu. Svou aktivitou má vliv na držení těla, jelikož je zapojen do několika funkčních řetězců, které propojují segmentovanou osu krční a hrudní páteře s hlavou a horními končetinami (Kapandji & Poilleux, 1982; Véle, 2006).

Musculus latissimus dorsi je rozsáhlý plochý sval spojující bederní a hrudní páteř s lopatkou a humerem, který provádí zejména extenzi a addukci paže, ale podílí se také na vnitřní rotaci a horizontální extenzi. Při fixované paži zastává funkci pomocného nádechového svalu tím, že zvedá žebra (Čihák, 2011; Véle, 2006).

2.1.2 Hluboké zádové svalstvo

Hluboké svalstvo zádové tvoří čtvrtou vrstvu zádových svalů. Tato vrstva je tvořena složitým komplexem vlastních svalů zádového původu označujících se též jako autochtonní svaly zádové. Při oboustranném zapojení těchto svalů, které jsou v celém rozsahu připojeny ze zadu k páteři, dochází ke vzpřimování trupu a záklonu hlavy. Díky této funkci se celek

označuje jako *m. erector trunci (et capitis)*, ve kterém se dále od povrchu do hloubky rozlišují čtyři systémy, které se navzájem odlišují průběhem svalových snopců, a tedy i funkcí (Čihák, 2011).

Na povrchu *m. erector trunci* se nachází systém spinotransverzální, jehož snopce probíhají od trnových výběžků vzhůru přes několik obratlů k příčným výběžkům obratlů kraniálnějších. Tento systém vytváří podél páteře svalové celky – *m. splenius*, *m. longissimus* a *m. iliocostalis*. *M. longissimus* i *m. iliocostalis*, který jde laterálněji, probíhají po celé délce páteře a podle jednotlivých oddílů páteře se také označují. V případě *m. longissimus* se jedná o *pars lumbalis*, *thoracis*, *cervicis* a *capitis*, *m. iliocostalis* se rozlišuje na *m. iliocostalis lumborum* a *cervicis*. Funkcí svalů spinotransverzálního systému je vzpřímení páteře a zaklánění hlavy při oboustranné akci. Při jednostranné akci působí svaly úklon páteře a rotaci na stranu působícího svalu.

Mediálně od *m. longissimus*, od kterého je nezřetelně oddělen a zčásti kryt, je uložen systém spinospinální spojující obratlové trny. Celý komplex je označován jako *m. spinalis*.

Opačný průběh a směr svalových snopců než systém spinotransverzální má systém transversospinální. Snopce přebíhají jeden či více páteřních segmentů od příčných výběžků vzhůru k trnům kraniálnějších obratlů. Tento komplex je označován jako *m. transversospinalis* a spadá do něj nej povrchověji uložen *m. semispinalis* a dále hlouběji *mm. multifidii* a *mm. rotatores*.

Nejhlouběji z celého systému je uložen systém krátkých svalů hřbetních. Tyto krátké drobné svaly se nacházejí mezi jednotlivými obratlovými trny jako *mm. interspinales* nebo mezi příčnými výběžky jako *mm. intertransversarii* (Čihák, 2011).

2.1.3 Kineziologie ramenního pletence

Ramenní pletenec je komplex tvořený klouby glenohumerálním, akromioklavikulárním (AC), sternoklavikulárním (SC), skapulothorakálním a subdeltovým. Poslední dva uvedené klouby nejsou kloubním spojením v pravém slova smyslu. Ramenní pletenec vytváří spojku mezi osovým orgánem a horní končetinou. Pohyb horní končetiny do úplné elevace je možný jak v rovině sagitální – popisován jako flexe paže, tak v rovině frontální – abdukce paže. Oba tyto pohyby probíhají v několika obdobných fázích (Véle, 2006).

Abdukce zahrnuje dle Kapandjiho tři fáze:

1. fáze (0-90 °) – pohyb začíná v glenohumerálním kloubu a je do něj zapojen zejména m. deltoideus a m. supraspinatus. Tento pohyb končí mechanickým „zámkem“ kloubu, tj. nárazem tuberculum majus na horní okraj glenoidální jamky.
2. fáze (90-150 °) – vyžaduje zapojení skapulothorakálního skloubení zahrnující rotaci lopatky a také axiální rotaci v SC a AC kloubech. Zde se na pohybu podílí především dvojice m. trapezius a m. serratus anterior. Pohyb je v této fázi brzděn odporem protažených adduktorů (především m. pectoralis major a m. latissimus dorsi).
3. fáze (150-180 °) – zahrnuje současně i pohybu trupu, které jsou způsobeny zapojením trupových svalů pomocí dlouhých smyček. Pro dosažení vertikální pozice paže je nezbytné zapojení páteře do pohybu. V případě abdukce jedné horní končetiny dochází k laterálnímu pohybu páteře díky zapojení kontralaterálního svalstva páteře. Pro plnou abdukci obou horních končetin, a dosažení tak vertikálního postavení, je nezbytné prohloubení bederní lordózy, které je umožněno aktivací svalstva podél páteře. Rozdělení abdukce do těchto fází je však umělé vytvořené a ve skutečnosti se jednotlivé fáze v průběhu pohybu překrývají.

Flexe dle Kapandjiho:

1. fáze (0-50/60 °) – zahrnuje aktivní účast m. coracobrachialis, klavikulárních vláken m. pectoralis major a předních vláken m. deltoideus. Tato fáze je limitována napětím coracohumerálního ligamenta a svalovou rezistencí m. teres major, m. teres minor a m. infraspinatus.
2. fáze (60-120 °) – vyžaduje rotaci lopatky (60 °) tak, aby glenoidální jamka byla orientována superiorně a anteriorně, spolu s axiální rotací (30 °) v AC a SC kloubu. Hlavní roli zde hrají m. serratus anterior a m. trapezius, jako v případě abdukce. Flexe ve skapulothorakálním skloubení je zde navíc limitována tahem m. latissimus dorsi a costosternálními vlákny m. pectoralis major.
3. fáze (120-180 °) – po dosažení maximální flexe v ramenním i scapulothorakálním skloubení dochází k pohybu páteře. Při flexi jedné paže je možné dokončení pohybu pohybem do maximální abdukce a následného úklonu páteře. V případě flexe obou horních končetin je terminální fáze identická jako v případě abdukce (Kapandji & Poilleux, 1982; Véle, 2006).

2.1.4 Svalové řetězení

Většina běžně prováděných pohybů neprobíhá v základních rovinách nebo testovaných směrech, ale nejčastěji diagonálně a ve více segmentech najednou, jelikož při pohybu působí vždy několik svalů současně a tvoří tím svalové skupiny se společnou funkcí. Spojením svalů do jednotlivých smyček a složitějších řetězců je integrována jejich funkce. Při analýze pohybu je proto nezbytné vycházet nejen z jednotlivých svalů působících přímo na segment, ale i ze svalových řetězců působících zároveň na více segmentů určujících konečný průběh pohybu, do kterého je konkrétní sval začleněn. Svalová smyčka je tvořena skupinou dvou svalů, které se upínají na dvě vzdálená pevná místa, mezi nimiž se nachází pohyblivý kostní segment, jehož poloha je vyvažována tahem obou těchto svalů. Svalový řetězec prezentuje vzájemnou fyzikální a funkční vazbu několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou strukturami fascií, šlach či kostí do řetězce, který tvoří složitý samostatný útvar, jehož funkce je programově řízena z centrální nervové soustavy. Funkci těchto řetězců lze analyzovat klinicky nebo elektromyograficky (Véle, 2006).

2.1.4.1 Svalové řetězce a smyčky mezi ramenním pletencem a trupem

Mezi lopatkou a trupem existují dle Véleho (2006) čtyři jednoduché smyčky, které průběžně zajišťují stabilizaci a pohyb lopatky, a tím i paže. Tyto smyčky mají význam pro nastavení polohy jamky ramenního kloubu, a tedy i funkci celého ramenního pletence a paže. Při narušení rovnováhy v těchto smyčkách dochází ke změně konfigurace ramenního pletence.

Smyčka pro addukci a abdukci lopatky:

Obratle – m. rhomboideus – lopatka – m. serratus anterior – žebra

Smyčka působí při vzpažování propnuté paže, kde se kromě uvedených svalů podílí na fixaci lopatky také m. trapezius.

Smyčka pro depresi a elevaci lopatky:

Hlava – horní část m. trapezius – krční páteř – m. levator scapulae – lopatka – hrudní páteř – dolní část m. trapezius

Smyčka pro depresi a elevaci ramene:

Žebra – m. pectoralis minor – lopatka – horní část m. trapezius – obratle

Smyčka fixující lopatku:

Obratle – střední část m. trapezius – lopatka – m. serratus anterior – žebra

Ve spolupráci s m. latissimus dorsi vytváří svalový pás, který fixuje lopatku jejím přitlačením k hrudníku.

Řetězec paže – hrudník

Přední oblast hrudníku – m. pectoralis major – humerus – m. latissimus dorsi – zadní oblast hrudníku

2.2 Volejbal

Volejbal byl vymyšlen v USA roku 1895 W. G. Morganem a postupně se stal jedním z nejpobulárnějších sportů na světě. Volejbal je řazen k nekontaktním síťovým sportům, jako je např. tenis nebo badminton. Volejbalový tým je tvořen z 12 hráčů, kteří dle své pozice představují nahrávače, smečáře, blokaře, diagonální hráče nebo libera. Každá z těchto pozic má ve hře svou specifickou roli. Volejbal reprezentuje typický laterální sport, ve kterém je jasně vyhraněný pravák a levák. Pouze výjimečně je možné narazit na hráče či hráčky, kteří jsou schopni používat obě horní končetiny rovnocenně. Ve sportu se lateralita projevuje v pohybových schopnostech, ale i v pohybových dovednostech. Volejbal vyžaduje kolektivní spolupráci, určitou kombinaci síly a obratnosti, rychlosti a bystrosti, skoků a výskoků. V průběhu let dochází u hráčů volejbalu k určité specializaci dovedností a úkolů na hřišti. Funkční asymetrie má vliv na motoriku jednotlivce v základních i specifických pohybových situacích. Ukazuje se, že nesouhra pravé a levé strany těla značně snižuje aktivitu odrazu, časovou následnost jednotlivých pohybů a díky tomu i sílu a přesnost úderu do míče (Císař, 2005; Marques, van den Tillaar, Gabbett, Reis & González-Badillo, 2009; Vavák, 2011).

2.2.1 Poranění ve volejbale

Volejbalisté provádí při hraní několik unikátních pohybových manévřů, které jsou pro volejbal specifické, avšak každý z nich může představovat riziko pro vznik poranění. Hráči volejbalu musí být schopni opakovaně provádět maximální vertikální výskoky, časté změny směru, prudké pády ve snaze zachytit míč a opakované pohyby horními končetinami nad úrovní hlavy (Briner & Benjamin, 1999; Seminati & Minetti, 2013).

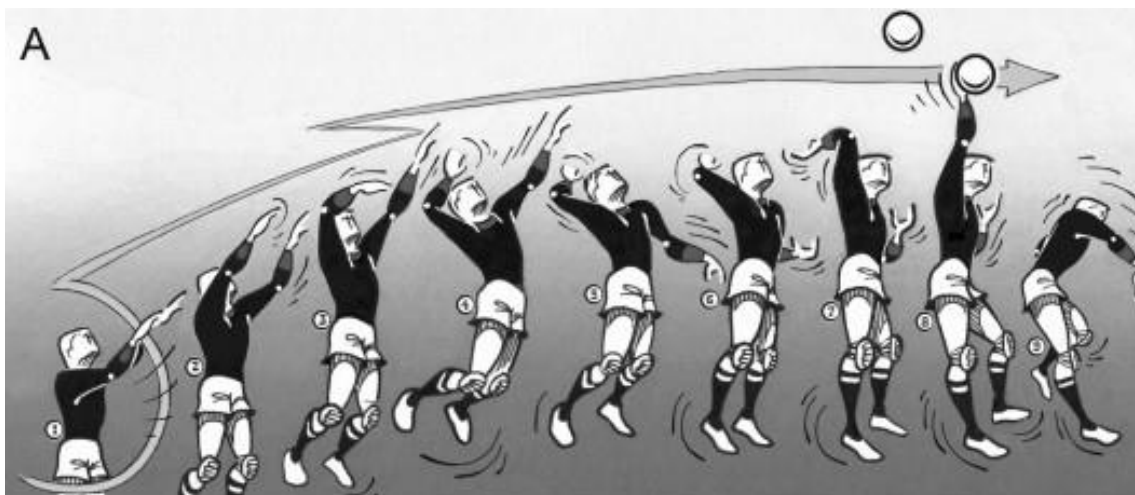
Vznik poranění ve volejbale obvykle souvisí s opakovanými skoky a dopady, ale také s útočnými nebo obrannými údery. Poranění mohou vznikat akutně nebo v důsledku nadměrného opakování konkrétního pohybu vedoucího k přetížení. Zranění obvykle zahrnují oblast kotníků, kolen, ramen, ale také zad. Poranění z přetížení jsou o něco častější než poranění

akutní a bývají zapříčiněna zejména špatnou technikou, častým opakováním nebo typem hrací plochy. Nejčastějším poraněním vzniklým z přetížení je patelární tendinitida, následovaná tendinitidou šlach m. supraspinatus a m. biceps brachii. Častým poraněním je také neuropatie n. suprascapularis a poranění dolní části zad. Oblasti zad a ramenního pletence jsou zapojovány během hry různě, riziko vzniku poranění těchto oblastí se proto liší v závislosti na fázi hry, hráčské pozici či utkání nebo tréninku (Briner & Benjamin, 1999; Eerkes, 2012; Seminati & Minetti, 2013).

Většina úkonů ve volejbale vyžaduje po hráčích opakovaný kontakt s míčem pomocí horních končetin v pozici nad hlavou (smeč, nahrávka, podání, blokování). Aktivita a sporty zahrnující opakované pohyby horních končetin nad úroveň hlavy jsou obvykle spojeny s poraněním ramenního kloubu. Poranění v oblasti ramene zahrnují 8–20 % volejbalových poranění. Rameno je náchylné k poraněním, jelikož typické pohyby ve volejbale zahrnují pohyby horních končetin nad úroveň hlavy, při kterých dochází opakovaně k abdukci a zevní rotaci následované extenčním pohybem a vnitřní rotací. Při smeči navíc dochází ke kontaktu s míčem v maximální abdukci, což může zvyšovat riziko impingementu. Poranění v oblasti ramene zahrnují ve volejbale nejčastěji ramenní instabilitu a neuropatii nervus suprascapularis (Briner & Benjamin, 1999; Eerkes, 2012; Escamilla & Andrews, 2009; Reeser et al., 2010).

Typickými pohyby, které kladou enormní zátěž na oblast ramene jsou podání nebo smeč (viz obrázek 1). Pohyb horní končetiny během podání a smeče probíhá ve třech základních fázích – náprah, akcelerace a decelerace. Během přechodu z první fáze do druhé se natažená paže pohybuje do extrémní zevní rotace, což způsobuje pohyb hlavice humeru dopředu glenoidální jamky, jehož důsledkem může vznikat bolest nebo pocit nestability. Tomuto nadměrnému pohybu hlavice humeru dopředu se snaží bránit svaly rotátorové manžety, čímž dochází často k jejich přetěžování anebo vzniku impingementu. Aby mohlo dojít k akceleraci pohybu paže vpřed je nezbytná aktivita vnitřních rotátorů, včetně m. latissimus dorsi, které generují svou aktivitou vnitřní rotaci v rameni (Eerkes, 2012; Escamilla & Andrews, 2009; Reeser et al., 2010).

Zátěž vycházející z častého smečování a podávání způsobuje, že dolní oblast zad a ramene jsou častěji náchylné k problémům souvisejícím s přetížením. Oba pohyby jsou charakterizovány současnou silovou hyperextenzí a rotací dolní oblasti páteře spolu s extrémní zevní rotací v ramenním kloubu. V první fázi, před náhlou akcelerací pohybu a kontaktu s míčem, je paže v abdukci 140-170 °, trup se nachází v hyperextenzi a je rotován dozadu (Seminati & Minetti, 2013).



Obrázek 1 Průběh volejbalové smeče (Seminati, Marzari, Vacondio & Minetti, 2015).

Bolest ramene může být způsobena také řadou jiných patologických stavů, např. poraněním dolní části glenohumerálního ligamenta nebo labra. V případě bolestivých stavů ramene nesmí být přehlížena důležitost role lopatky, jejíž nesprávné postavení může přispívat ke vzniku impingementu. Pro optimální pohyby v ramenním kloubu je nezbytná správná kontrola proximálních segmentů, včetně lopatky. Svaly v okolí lopatky mají značný vliv na správnou kinematiku ramene, pokud tedy dochází k jejich oslabení, je kinematika pozměněna, což následně může vést k rozvoji bolesti. Trénink svalové síly a kontroly lopatky je doporučován zejména z důvodu dyskineze a svalové nerovnováhy m. trapezius. Správná funkce ramenního pletence sportovce je tedy závislá na náležité aktivitě svalů rotátorové manžety a stabilizátorů lopatky. Proto musí být jejich aktivita přesně koordinována, aby byl zajištěn bezbolestný průběh pohybu. Léčba bolestí ramene by tedy měla vždy zahrnovat i cvičení pro stabilizaci lopatky (Eerkes, 2012; Reeser et al., 2010; Seminati & Minetti, 2013).

Obecně jsou problémy se zády, zejména bolesti dolní části zad, spojovány spíše s narušenou koaktivací svalů trupu a jejich náborem než s jejich slabostí. Natažení muskulotendinózních struktur v dolní části zad patří k nejčastějším poraněním vedoucí ke vzniku chronických obtíží způsobených přetěžováním. Oslabením svalových stabilizátorů trupu klesá jejich schopnost odolávat opakující se zátěži, což může vést k vyššímu zatížení vláken meziobratlových plotének a potenciálnímu zvýšení bolesti v dané oblasti. Při hyperextenzi trupu dochází k zúžení meziobratlového prostoru v zadní části, což zvyšuje riziko vzniku spondylolýzy. Riziko vzniku poranění zad (zejména dolní části) se zvyšuje s rotací, flexí a lateroflexí páteře a asymetrickými pohyby, které jsou typické pro útočící hráče, především smečáře. Tito hráči jsou navíc charakterističtí zvýšenou páteří kyfózou (Seminati & Minetti, 2013).

Obtíže související s problémy v dolní části zad obvykle nevyřazují hráče volejbalu z účasti ve hře. Průzkum odhalil, že bolest dolní části zad je u volejbalistů častější než poranění na ostatních částech těla zahrnující oblasti ramene, lokte, kolen nebo kotníků. Obecně se ukazuje, že prevalence bolestí v oblasti dolní části zad se s věkem zvyšuje. Zvyšující se prevalence těchto bolestí je pozorována také u lidí starších 17 let, kteří se aktivně věnují sportovní aktivitě, včetně volejbalu, kde byl potvrzen vyšší výskyt bolestí dolní části zad u vysokoškolských hráčů než u těch středoškolských. Vliv zde může hrát však i délka nebo počet tréninků. U volejbalistů byla také zjištěna souvislost mezi délkou aktivní činnosti a bolestí tohoto typu. Na vzniku poranění se podílí zejména skoky, kde především následný dopad způsobuje zvýšené působení sil na oblast páteře. Vznik bolestí v zádech souvisí také s opakovanou rotací trupu během snahy o příjem rychlého podání, v případě, že se hráč není schopen adekvátně dostat včas před míč. Pohyby ve volejbale, které nejčastěji vyvolávají bolesti zad, zahrnují smečování, při kterém dochází unilaterálně k impaktu bederní páteře, podání vrchem, během kterého dochází k extenzi bederní páteře a nahrávání zahrnující flexi bederní páteře. V případě nahrávky, která je směřována na smečujícího hráče více dozadu, je třeba pro odehrání provést zvýšenou hyperextenzi a rotaci trupu. Naopak pokud jde míč více dopředu je tento hráč nucen vykonat někdy až extrémní flexi trupu. Hráči, kteří musí během hry vykonávat větší množství opakujících se asymetrických pohybů, jsou více vystaveni riziku vzniku poranění z přetížení než třeba nahrávači. U smečařů, blokařů a diagonálních hráčů je větší pravděpodobnost rozvoje bolestí nebo dysfunkce v oblasti dolní části zad i dominantního ramene. U odbíjení obouruč spodem je zvýšené riziko vzniku bolesti dolní části zad spojené s opakující se flexí bederní páteře. Horní končetiny jsou v této pozici drženy před tělem a působí jako dlouhé rameno páky, které tím vyvíjí značnou zátěž na dolní část zad. Flexe bederní páteře je spojena se změnou v působení svalů *m. longissimus* a *m. iliocostalis*, kdy je redukována jejich schopnost odolávat smykovým silám. Stabilita trupu se také snižuje v důsledku rychle prováděných opakujících se pohybů a svalovou aktivací, typickou charakterem hry. Z tohoto důvodu je kladen důraz na význam epaxiálního svalstva (zejména *m. erector spinae*) spolu s *m. multifidus*, *m. quadratus lumborum*, *m. iliopsoas* a svalstvem tvořící břišní muskulaturu, které zajišťují trupovou stabilizaci (Briner & Benjamin, 1999; Eerkes, 2012; Mizoguchi, Akasaka, Otsudo & Hall, 2019; Seminati & Minetti, 2013).

2.3 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) je jedna z neurofyzilogických technik, která slouží k hodnocení funkčního stavu motorického systému. Technika je založena na snímání

povrchové nebo intramuskulární svalové aktivity. Pomocí EMG lze zaznamenat změnu elektrického potenciálu, ke kterému dochází při aktivaci svalu. Podstata EMG spočívá ve snímání akčního potenciálu (AP) aktivních motorických jednotek (MJ) v okolí elektrody. Na základě typu, velikosti a umístění snímacích senzorů je možné detekovat AP jednotlivých MJ (jehlová elektromyografie) nebo více navrstvených AP produkovaných několika MJ daného svalu (povrchová elektromyografie – surface electromyography – sEMG). Pomocí metody jehlové elektromyografie jsou snímány jen jednotlivé AP MJ prostřednictvím elektrody, která je umístěna přímo v testovaném svalu, zatímco v případě využití sEMG jsou snímány AP většího množství aktivních MJ v blízkosti snímacích senzorů, které jsou umístěny na kůži nad testovaným svalem. Elektromyografický signál získaný pomocí povrchových elektrod umožňuje globálnější posouzení elektrické aktivity svalu v porovnání s elektrodami jehlovými, zejména díky větší ploše, ze které je záznam získáván. Povrchová elektromyografie poskytuje informace z většího množství svalové tkáně a umožňuje měřit více svalů současně během různých pohybových aktivit (Bareš, 2000; Čapek, Hájek & Henyš, 2018; Krobot & Kolářová, 2011).

2.3.1 Elektrofyziologická podstata svalové aktivity

Motorická jednotka je definována jako základní strukturální a funkční jednotka motorického systému, která je tvořena míšním motoneuronem, jeho axonem a všemi svalovými vlákny inervovanými tímto motoneuronem. Těla i dendrity spinálních motoneuronů předních rohů míšních obsahují velké množství excitačních i inhibičních synapsí, kde končí aferentní vlákna z periferních nervů, ale i vlákna spinálních descendentních drah. Každé toto vlákno je schopno způsobit excitační nebo postsynaptický inhibiční potenciál. V případě, že součet postsynaptických potenciálů překročí v určitém momentu prahovou hodnotu, dochází v oblasti iniciálního segmentu ke vzniku AP. Vznikem AP se membrána motoneuronu depolarizuje, vzniká vzruch a energie se tím odevzdává pro šíření vzruchu. Jednou vzniklý AP se šíří po axonu periferního nervu k periférii a aktivuje všechna svalová vlákna jedné MJ, která na něj reagují synchronním záškubem, který se po krátké době sám uvolňuje. Akční potenciál spouští proces kontrakce MJ, jejíž trvání je závislé na typu motoneuronu zásobujícího svalová vlákna. Akční potenciál buněčné membrány šířící se po celé membráně svalového vlákna se označuje jako svalový akční potenciál (Krobot & Kolářová, 2011; Véle, 2006).

Kontrakce svalových vláken při podráždění MJ představuje aktivní a katabolickou fázi pracovního cyklu MJ. Tonické motoneurony jsou charakteristické delším trváním záškubu, zatímco fázické motoneurony mají trvání záškubu kratší. Dekontrakce odpovídá pasivní fázi

pracovního cyklu MJ, která nastává po skončení záškubu a není spouštěna žádnou elektrickou aktivitou, ale je způsobena chemickým pochodem uvnitř svalových vláken. Motorická jednotka pracuje podle zákona „vše nebo nic“ a uvolněné množství energie je za normálních podmínek vždy stejné. Excitace dosahují různé MJ v jiném okamžiku, nekontrahují se tedy současně, ale střídavě – asynchronně. Kontrakce však na sebe navazují.

Průběh AP je možné sledovat elektromyograficky a tím evidovat objektivně aktivitu MJ ve svalu. V případě sEMG prochází AP přes přilehlé svalové tkáně, hlavně tuk a kůži, kde jsou detekovány. Elektromyografický signál je výsledkem série akčních potenciálů MJ, které jsou pomocí povrchových elektrod, umístěných v blízkosti kontrahovaných svalových vláken detekovány (Čapek et al., 2018; Véle, 2006).

2.3.2 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie je specifickou formou EMG, jejíž prioritou je funkční analýza. Jedná se o aplikovanou elektrofyzilogickou techniku, která má své praktické využití pouze v medicínské rehabilitaci. Primárně je sEMG zaměřena na přístrojovou objektivizaci poruch řízení motoriky, avšak existuje i možné terapeutické využití formou „bio-feed-back terapie“. V klinické praxi je metoda sEMG prospěšná pro možnost objektivizace pohybu jako funkce a jeho změny za fyziologických či patologických okolností, tedy schopnost objektivně a reprodukovatelně analyzovat pohyb a jeho funkční poruchy. Díky sEMG lze kvantifikovat i poměrně detailní poruchy motoriky. Předmětem analýzy jsou v EMG i sEMG parametry AP. Jedna z předností sEMG je možnost relativně snadného a neinvazivního snímání aktivity více svalů současně v průběhu pohybu. Na základě této vyšetřovací metody je možné se blíže vyjádřit k velikosti svalové aktivity, ale i ke svalovým synergiím, sekvenci zapojování jednotlivých svalů, svalové únavě atd. (Krobot & Kolářová, 2011).

De Luca (1997) charakterizuje tři dominantní využití signálu sEMG – použití jakožto indikátoru iniciace svalové aktivace (timing), vztah signálu k velikosti svalové síly a využití jakožto indexu svalové únavy. Jako indikátor iniciace svalové aktivace může sEMG signál poskytnout časovou souslednost náboru svalů (timing) provádějící daný úkol, např. během chůze nebo udržování vzpřímeného držení těla. Dále poskytuje informace o síle jednotlivých svalů nebo svalových skupin podílejících se na prováděném pohybu. Obecně lze říci, že s rostoucí elektromyografickou aktivitou se zvyšuje i svalová síla nebo rychlost svalové kontrakce. Tento vztah ale není lineární. Využití jakožto indexu svalové únavy je vysvětlováno průkaznými změnami signálu předcházející jakoukoliv změnu velikosti svalové síly (De Luca, 1997; Krobot & Kolářová, 2011).

2.3.2.1 Metodika snímání

Metoda sEMG nabízí, skrze snímání sumace AP svalů z povrchu kůže, zhodnocení míry aktivace svalů, které jsou lokalizovány pod kožním krytem. Svalová aktivita je detekována prostřednictvím dvou samoadhezivních elektrod, které jsou na svalovém břišku umístěny paralelně s průběhem svalových vláken. Dostatečné očištění kůže před aplikací elektrod je nezbytné pro optimalizaci výsledného signálu. Touto metodou lze určit, které konkrétní svaly jsou během dané činnosti aktivovány, v jakém pořadí se aktivují, případně je možno stanovit i latenci jejich aktivace (Kolářová, 2012).

2.3.2.2 Faktory ovlivňující snímaný signál

Výsledný signál je ovlivněn řadou vnitřních a vnějších faktorů. Vnitřní faktory představují fyziologické, anatomické a biomechanické vlastnosti svalu během kontrakce a nelze je vlastním snímáním ovlivnit. Zatímco vnější faktory ovlivnit lze, a proto by jim při přípravě i při vlastním měření měla být věnována zvýšená pozornost. Mezi vnější faktory patří externí šum, umístění elektrod, jejich vzdálenost a velikost, kontakt mezi elektrodami a kůží.

Pozice elektrod představuje klíčový faktor pro maximalizaci kvality výsledného signálu sEMG, jelikož umístění elektrod může dramaticky změnit charakter snímaného signálu. Preferované umístění je na povrchu středu svalového břiška, kde lze snímat signál o nejvyšší amplitudě. Nezbytné je taktéž umístění elektrod paralelně s průběhem svalových vláken. Vzdálenost mezi elektrodami by měla být co nejmenší, z důvodu minimalizace rizika snímání elektrické aktivity okolních svalů – tzv. „cross-talk“. Na základě doporučení Společnosti pro neinvazivní vyšetření svalů pomocí povrchové elektromyografie (SENIAM – Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) je jako preferenční vzdálenost obou snímacích elektrod udávána vzdálenost 20 mm.

Pro snížení impedance a zlepšení kontaktu mezi elektrodami a kůží je nezbytné řádné očištění kůže ještě před aplikací elektrod. Očištění je možno provést alkoholem nebo abrazivní pastou. Externí šumy vznikají narušením elektromagnetického pole v okolí snímaného objektu, nejčastěji se jedná o elektronické komunikační systémy nebo o pohybové artefakty způsobené pohyby snímacích kabelů během měření dynamických aktivit (Krobot & Kolářová, 2011).

2.3.2.3 Analýza a zpracování EMG signálu

Surový záznam z sEMG představuje nezpracovaný elektromyografický signál, který je dán interferenčním vzorcem AP, snímaný elektrodami. Frekvence a velikost signálu jsou dány velikostí a množstvím snímaných akčních potenciálů MJ. Surový elektromyografický záznam

však není přesně reprodukovatelný. K tomu, aby bylo možno signál dále zpracovávat a analyzovat výstupní hodnoty je proto nezbytné jeho další zpracování (Krobot & Kolářová, 2011).

Pro analýzu míry svalové aktivity je nejčastěji využívána analýza změny frekvenčního spektra a amplitudy v čase. Frekvenční analýza je využívána především při popisu průběhu svalové únavy, která se v elektromyografickém signálu projevuje zvýšenou amplitudou a posunem frekvenčního spektra k nižším frekvencím. Velikost amplitudy odpovídá míře aktivace svalu v průběhu hodnocené činnosti. Zpracování a normalizace signálu k předem stanovené referenční hodnotě předchází samotné analýze amplitudy tohoto elektromyografického signálu (Kolářová, 2012).

Zpracování signálu EMG probíhá v několika krocích:

1. filtrace
2. offset
3. rektifikace
4. vyhlazení amplitudy EMG (Čapek et al., 2018).

Filtrace zahrnuje odfiltrování frekvencí nižších než 20 Hz a vyšších než 500 Hz za pomoci dvoupásmového filtru a odfiltrování frekvence střídavého elektrického napětí (50 Hz Evropa, 60 Hz USA), v případě že to není odfiltrováno hardwarově.

Nativní elektromyografická data musí být nejprve offsetována tak, aby byl splněn předpoklad, že elektromyografický signál je střídavý signál oscilující stejnou vahou do kladných i záporných hodnot.

Rektifikace představuje převod záporných hodnot do kladných, vytvoření absolutních hodnot ze všech registrovaných amplitud.

Vyhazení amplitudy EMG spočívá v potlačení vysokofrekvenčních fluktuací signálu tak, že se jejich odchylka vyhladí. Nejčastěji využívanými algoritmy pro vyhlazení je vyhlazení pomocí průměru rektifikovaných hodnot a střední kvadratické hodnoty. Výsledný vyhlazený signál lze označit jako lineární obálku (Čapek et al., 2018; Krobot & Kolářová, 2011).

2.3.2.4 Hodnocené parametry EMG záznamu

Standardně je možné zhodnotit maximum amplitudy signálu, průměrnou hodnotu amplitudy ve vybraném intervalu nebo plochu (Krobot & Kolářová, 2011).

2.4 Tensiomyografie

Mechanické vlastnosti svalu jsou v literatuře široce zkoumány a hodnoceny prostřednictvím několika metodologických přístupů. Porozumění tomu, jak se svaly přizpůsobují fyziologickému zatížení nebo uvolnění je důležitou oblastí studia, a proto dochází v této souvislosti k rozvoji různých technologií, které jsou schopny zkoumat funkce a chování svalů (Martín-Rodríguez, Loturco, Hunter, Rodríguez-Ruiz & Munguia-Izquierdo, 2017a).

Tensiomyografie (TMG) je metoda používaná od 90. let 20. století k hodnocení kontraktilních vlastností povrchových svalů (viz obrázek 2). Je to metoda neinvazivní, konzistentní a rychlá, nevyžadující od vyšetřovaného žádné fyzické úsilí, a používá se k testování statické funkce svalu. Z důvodu neinvazivního charakteru se snadno aplikuje na konkrétní svaly, a díky jednoduchému indikátoru, lze tuto metodu využít k pochopení změn ve svalových funkcích. Hlavním účelem TMG, jejíž popularita roste zejména ve sportovní medicíně, je monitorování svalových poruch, nerovnováhy a svalové únavy. Její použití je také možné k hodnocení stranové a funkční symetrie, nebo jakožto monitorovacího nástroje pro prevenci poranění a rekonvalescenci. Testování stranové symetrie zahrnuje srovnání stejného svalu na obou končetinách (např. srovnání dominantní vs. nedominantní končetiny). Takto je v praxi TMG, stejně jako izokinetické testování svalů, užitečné jakožto diagnostická metoda pro srovnávání levé a pravé končetiny nebo pro analýzu vlastností svalové kontrakce agonistů a antagonistů (García-García, Cuba-Dorado, Álvarez-Yates, Carballo-López & Iglesias-Caamaño, 2019; Martín-Rodríguez et al., 2017a; Martín-Rodríguez et al., 2017b; Park, 2020).

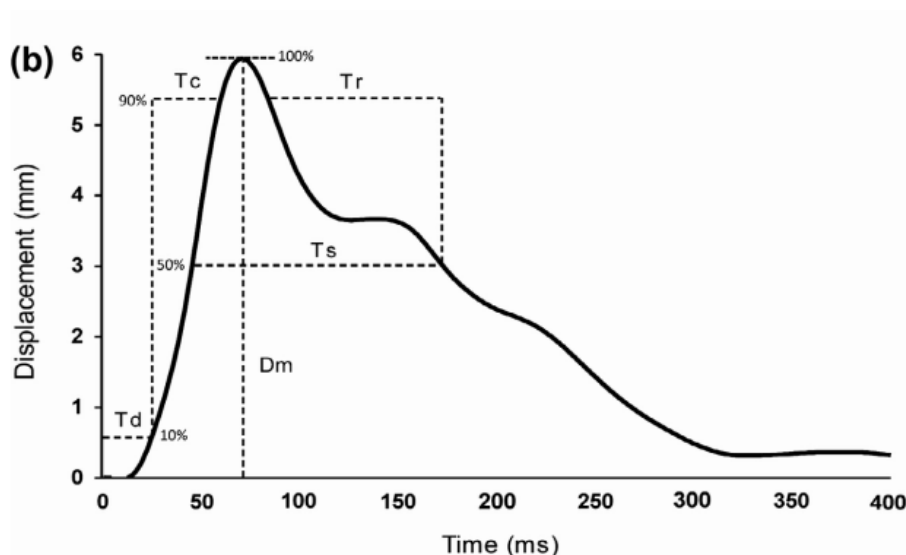


Obrázek 2 Instrumenty pro měření pomocí TMG (Park, 2020).

Tensiomyografické měření je zpravidla prováděno ve statické a relaxované pozici. K měření se využívá vysoce přesný digitální transduktor (senzor) s hrotem pro registraci

svalové kontrakce, který je umístěn kolmo na vyšetřovaný sval. Svalová kontrakce je vyvolána záškubem skrze povrchový elektrický stimul a vede, za těchto izometrických podmínek, k posunutí svalového bříška. Elektrická stimulace je přiváděna dvěma povrchovými elektrodami, které jsou umístěny proximálně a distálně od hrotu senzoru. Trvání elektrického stimulu využívaného TMG je nejčastěji 1 ms, může však být i 0,2 či 0,5 ms. Intenzitu tohoto stimulu je možné modulovat od 1 do 110 mA. Po submaximální až maximální percutánní neuromuskulární stimulaci je senzor schopen posoudit různé parametry z tvaru vzniklé vlny. Senzor je připojen k počítači se spuštěným softwarem, který během probíhajícího testování zaznamenává posun hrotu senzoru a zobrazuje výsledky v reálném čase (García-García et al., 2019; Martín-Rodríguez et al., 2017a; Park, 2020; Tous-Fajardo et al., 2010).

Každý tvar vlny vzniklé stimulací (viz obrázek 3) integruje a vypočítává následující parametry:



Obrázek 3 Parametry TMG (Ditroilo, Smith, Fairweather & Hunter, 2013).

Dm (maximum amplitude displacement) – maximální amplituda svalové kontrakce – představuje maximální radiální posun svalového bříška v milimetrech

Td (delay time) – doba zpoždění – představuje čas mezi stimulací a dosažením 10 % celkového radiálního posunu bříška svalu

Tc (contraction time) – doba kontrakce – představuje čas od konce Td po dosažení 90 % celkového radiálního posunu bříška svalu

Tr (half relaxation time) – doba relaxace – představuje na sestupné křivce dobu od 90 % do 50 % Dm

Ts (sustained contraction time) – doba držené kontrakce – prezentuje teoretický čas, po který je kontrakce udržována. Hodnota je vypočítána měřením času, který uplynul mezi okamžikem počátečního dosažení 50 % maximální hodnoty a následným navrácením k 50 % Dm během relaxace (Martín-Rodríguez et al., 2017a).

Tensiomyografie je nástroj, který hodnocením zvětšení svalového bříška v transverzální rovině během svalové kontrakce je schopen detekovat pozměněné neuromuskulární vlastnosti, svalovou nerovnováhu nebo stranové asymetrie. Analyzování funkce svalu neinvazivním a selektivním způsobem je oceňováno zejména v oblasti trenérství, fyzioterapie nebo sportovní vědy. Na základě informací získaných systematickým měřením pomocí TMG, v souladu s ekvivalentními odezvami svalu, je možné regulovat obsah cvičení v jednotlivých fázích tréninku a upravovat tréninkovou zátěž. Z momentálně dostupných informací a doporučení z výzkumů, se ukazuje, že TMG je konzistentní metodou pro hodnocení kontraktibilních vlastností svalů, zejména prostřednictvím tří vysoce spolehlivých parametrů (Dm, Td a Tc) a že tuto neinvazivní, pasivní a rychlou techniku lze přímo používat pro analýzu stavu svalové kontraktility ve vrcholovém sportovním prostředí (Martín-Rodríguez et al., 2017a; Martín-Rodríguez et al., 2017b). Jelikož TMG může přenášet data prostřednictvím mechanických signálů, je tak méně citlivá vůči vnějšímu šumu a není ovlivněna kožní rezistencí nebo pocením (Park, 2020).

Výhody TMG měření:

- možnost hodnocení jednotlivých svalů
- neovlivnění následného výkonu v tréninku
- možnost měření velkých skupin osob v krátkém časovém úseku.

Nevýhody TMG měření:

- měření svalu ve statickém stavu
- nemožnost přímého posouzení svalových řetězců
- nemožnost posouzení hlubokých svalů
- předchozí zátěž může mít vliv na získaná data (Martín-Rodríguez et al., 2017b).

2.5 Backscan®

Softwarový systém Backscan® (nověji i pod názvem mobee® spine) od společnosti mobee® umožňuje jedinečnou multidimenzionální a funkční analýzu páteře a zad. Tento systém je novou variantou použití k dříve využívaným produktům jako MediMouse/Spinal

Mouse a nejnověji hardwarovému zařízení idiag M360. Páteř je posuzována z hlediska základního tvaru, inklinace, hyper- a hypomobility. Hodnoceno je taktéž její chování při zvýšeném zatížení. Držení těla, mobilita a posturální schopnosti jsou jasně prezentovány a vytváří základní rámec pro cílená znázornění a následná odůvodněná doporučení ke cvičení. Analýza je prováděna pomocí praktického hardwarového měřicího zařízení (viz obrázek 4), které umožňuje snadný pohyb po zádech v různých pozicích měření a na základě snímaného povrchu je zařízením rozpoznáno zakřivení páteře. Z naměřených výsledků je možno vyvodit informace o tvaru páteře a funkční interakci obratlů při pohybu nebo při zátěži. Optimální funkce páteře stejně tak jako i její anomálie jsou převedeny do vizuální formy, jak na úrovni jednotlivých obratlů, tak v konkrétním regionu. Takto získané informace je možno využít jako základního prvku a kontroly v případě terénního měření zdravotního stavu zad (Anonymous a, n.d.; Anonymous b, n.d.).

Zařízení Spinal Mouse bylo vytvořeno v počátečních letech 21. století. Během snímání je toto zařízení vedeno postavením spinálních výběžků páteře při konstantní rychlosti a shromažďuje data z každých 1,3 mm, která pak přenáší do počítače, při vzorkovací frekvenci přibližně 150 Hz. Zařízení poskytuje informace o segmentálním a regionálním postavení obratlů a mobilitě hrudní a bederní páteře v sagitální a frontální rovině. Dále přináší informace o míře inklinace trupu, mobilitě kyčelních kloubů a délce páteře. Všechny tyto podrobné informace jsou získávány, aniž by s sebou toto vyšetření přinášelo jakákoliv zdravotní rizika (např. vyzařování radiace). Zaznamenávají jsou pohyby v prostoru ve třech rovinách pomocí gyroskopu a následně jsou získaná data okamžitě přenesena do počítače skrze Bluetooth připojení a interpretována pomocí počítačového softwaru. Ze studií, které na základě výsledků opakovaných testů hodnotily úroveň reliability měření hrudní a bederní páteře ve frontální a sagitální rovině zařízením Spinal Mouse, vyplývá, že při dodržení doporučených pravidel pro správné používání zařízení Spinal Mouse, je toto zařízení možno považovat za praktické a reliabilní pro použití fyzioterapety za požadavkem screeningového a klinického hodnocení problémů v oblasti páteře. Demir, Guzel, Cobanoglu a Kafa (2020) z výsledků své studie však konkrétně udávají nižší úroveň reliability při měření páteře v rovině frontální, ve srovnání s rovinou sagitální. Jako možnou příčinu autoři uvádí potenciální možnost sklouznutí měřicího zařízení laterálně během měření, a to z důvodu elastických vlastností kůže u štíhlých osob, kterým výrazněji prominují spinální výběžky páteře. Obdobné výsledky interpretují i Topalidou, Tzagarakis, Souvatzis, Kontakis a Katonis (2014), kteří udávají vynikající úroveň reliability při hodnocení zakřivení, pohyblivosti a funkčnosti páteře v sagitální rovině. Lehce

horší se ukázaly výsledky při hodnocení zakřivení, deformace a pohyblivosti páteře v rovině frontální.



Obrázek 4 Snímání páteře pomocí hardwarového zařízení iddiag M360 (Anonymous a, n.d.).

3 CÍLE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY

3.1 Cíl diplomové práce

Cílem diplomové práce je zhodnocení a srovnání svalové aktivity vybraných svalů trupu při flexi a abdukci dominantní a nedominantní horní končetiny pomocí povrchové elektromyografie.

3.2 Dílčí cíle

Porovnání vybraných svalů trupu dominantní a nedominantní strany pomocí tensiomyografie.

Zhodnocení lateroflexe páteře pomocí systému Backscan®.

3.3 Výzkumné otázky

1. Liší se intenzita (mean) zapojení vybraných svalů trupu při flexi dominantní a nedominantní horní končetiny do 90/180°?
2. Liší se intenzita (mean) zapojení vybraných svalů trupu při abdukci dominantní a nedominantní horní končetiny do 90/180°?
3. Liší se intenzita (mean) zapojení vybraných svalů trupu při pohybu dominantní a nedominantní horní končetiny z maximální flexe do nulové pozice?
4. Liší se hodnoty naměřené pomocí tensiomyografie u vybraných svalů trupu na dominantní a nedominantní straně?
5. Liší se hodnoty lateroflexe naměřené pomocí systému Backscan® vlevo a vpravo?

4 METODIKA

4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumný soubor byl tvořen 15 hráčkami volejbalu z týmů VK UP Palacký a TJ Sokol Šternberk. Výzkum probíhal v lednu 2020. Věkové rozmezí hráček bylo 17–31 let. Průměrný věk hráček byl $21,73 \pm 4,12$ let. Doba aktivního působení jednotlivých hráček ve volejbalu byla mezi 7 a 19 lety. Průměrně se jednotlivé hráčky věnují aktivně volejbalu $11,13 \pm 3,01$ let. Dle charakteru hracích postů obsahoval výzkumný soubor 1 univerzální hráčku, 3 blokačky, 3 nahrávačky, 3 libera a 5 smečářek. Pouze 2 hráčky udávaly jako svou dominantní hrací horní končetinu levou, ostatní hráčky byly pravačky.

Hráčky, které byly zařazeny do výzkumu, nepodstoupily v posledním roce žádnou operaci, neudávaly bolest, v daném čase se neléčily s žádným akutním poraněním pohybového aparátu nebo jiným akutním onemocněním.

4.1.1 Informovanost účastníků výzkumu

Účastnice výzkumu byly při prvním setkání seznámeny s průběhem a jednotlivými částmi výzkumu. Byl jim vysvětlen průběh výzkumu – odebrání anamnézy, provedení kineziologického vyšetření a specifických testů (základní vzor použitého vyšetřovacího protokolu viz příloha 1), tensiomyografické měření, měření povrchové elektromyografie a analýza páteře pomocí systému Backscan®. Každá z účastnic prováděného výzkumu podepsala informovaný souhlas o dobrovolné účasti na studii, schválený Etickou komisí FTK UP. V případě nezletilých osob byl vyžádán informovaný souhlas jejich zákonných zástupců (viz přílohy 2-4).

4.2 Metodika vyšetření

Vyšetření bylo zahájeno nejprve odebráním anamnézy a následným provedením kineziologického vyšetření a specifických testů zahrnující: vyšetření dvou testů na hypermobilitu dle Jandy, Functional Reach Test a dvou testů pro vyšetření posturální stabilizace dle Koláře. Získané údaje byly zaznamenávány do předem připraveného formuláře. Vyšetření i následné přístrojové měření bylo prováděno v RRR centru – Centrum léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci dvěma fyzioterapeutkami, z důvodu využití stejného výzkumného souboru ke dvěma diplomovým pracím. Vyšetření pomocí systému Backscan® bylo prováděno v prostorách Aplikačního centra BALUO.

4.2.1 Vyšetření hypermobility

Hypermobilitou se rozumí zvětšený rozsah kloubní pohyblivosti nad běžnou fyziologickou normu, ve smyslu joint play, aktivním i pasivním pohybu. Důsledkem hypermobility segmentu může být nestabilita, která se klinicky často projevuje bolestí (Kolář, 2009).

Zkouška předklonu – vyšetřované osoby se vstoje předklonily tak, aniž by pokrčily kolena. Sledován byl způsob provedení předklonu, zejména překlápění pánve a plynulost oblouku v celé délce páteře. Při disociaci hypermobility, především při zkrácení flexorů kolenního kloubu, se pánev málo překlápí a při zkrácení paravertebrálních svalů dochází kompenzačně ke zvýšení kyfózy obzvláště v hrudní oblasti při malém rozvinutí v bederní oblasti. V případě normálního rozsahu pohybu je vyšetřovaná osoba schopna dotyku podlahy špičkami svých prstů. Na základě stupně hypermobility je dále schopna dosáhnout na podlahu celými prsty nebo dokonce celou dlaní, vzácně i více.

Zkouška úklonu – vyšetřované osoby se nacházely ve stoji spojném, ze kterého následně prováděly úklon se sunutím horní končetiny po laterální ploše stehna. Za normální situace prochází kolmice spuštěná z axily intergluteální rýhou. V případě hypermobility je úklon větší, a proto se kolmice z axily dostává až na kontralaterální stranu. V opačném případě, kdy kolmice zůstává na homolaterální straně, je tento rozsah pohybu ovlivněn nejčastěji o zkrácením m. quadratus lumborum (Janda, 2004).

4.2.2 Functional reach test

Při provádění testu stála vyšetřovaná osoba ve výchozí pozici bokem ke stěně, na které bylo horizontálně umístěno délkové měřidlo, s horní končetinou v předpažení přibližně 90 ° a rukou sevřenou v pěst. Cílem testu bylo posunutí dané horní končetiny co nejdále vpřed, aniž by došlo ke ztrátě rovnováhy (Bizovská, Janura, Míková & Svoboda, 2017). Test byl proveden pro obě horní končetiny a vždy dvakrát. Funkční dosah byl stanoven jako rozdíl mezi výchozí a konečnou pozicí (měřeno v oblasti třetího metakarpofalangeálního skloubení). Výsledné hodnoty uvedené v tabulce 2 jsou průměrem naměřených hodnot provedených dvou pokusů.

4.2.3 Vyšetření posturální stabilizace

Posturální svalovou funkci je nutno vyšetřovat pomocí testů, které hodnotí kvalitu způsobu zapojení a posoudí funkci svalu během stabilizace. Základ vyšetření tvoří posouzení svalové souhry, která zajišťuje stabilizaci páteře, pánve a trupu jako základního rámu pro pohyb končetin. Během stabilizace páteře a trupu dochází vždy k zapojení extenzorů páteře, nejprve

hlubokých a při větších silových nárocích i povrchových. Funkce extenzorů je vyvažována flekční synergii, kterou tvoří hluboké flexory krku a souhra mezi bránicí, břišními svaly a svaly pánevního dna (Kolář, 2009).

Extenční test – výchozí polohou vyšetřovaných byl leh na břiše. Test lze provést ve dvou modifikacích na základě postavení paží - paže leží podél těla ve středním postavení nebo jsou pokrčeny a opřeny o ruce. V případě této diplomové práce byla při testování použita varianta s uložením paží podél těla. Vyšetřované osoby při provádění testu zvedají hlavu nad podložku a provádí pohyb do mírné extenze páteře, kde se pohyb zastavuje. Sleduje se:

- koordinace zapojování zádových svalů a laterální skupiny břišních svalů,
- zapojení ischiokrurálního svalstva a m. triceps surae,
- postavení a souhyb lopatek,
- reakce pánve.

Fyziologické provedení testu zahrnuje vedle zapojení extenzorů páteře také aktivitu laterální skupiny břišních svalů. Hodnotí se vyvážená aktivita těchto svalových skupin a aktivita svalů ischiokrurálních. Pánev je ve středním postavení, nedochází k překlápění do anteverze a opora se nachází na úrovni symfýzy.

Porucha stabilizace se projevuje výraznou aktivací paravertebrálního svalstva s maximem v oblasti dolní hrudní a horní bederní páteře. Nedochází k aktivaci (nebo jen minimální) laterální skupiny břišních svalů, což se projevuje jejich konvexním vyklenutím zejména v dolní části. Oblast začátku m. transversus abdominis se vtahuje a nabývá konkávního tvaru. Pánev se klopí do anteverze a opora se přesouvá do úrovně pupku. Následkem zvýšené aktivity adduktorů ramenního kloubu dochází k zevní rotaci dolních úhlů lopatek. Značným patologickým projevem je nadměrná aktivita ischiokrurálního svalstva někdy spojená i s aktivitou m. triceps surae, jelikož za normálních okolností se tyto svaly aktivují pouze minimálně a vyšetřovaný je dokáže při extenzi páteře relaxovat.

Test flexe trupu – výchozí polohou vyšetřovaných byl leh na zádech, ze které byla prováděna pomalá flexe krku a postupně i trupu. Během provedení testu se palpují dolní nepravá žebra v medioklavikulární čáře a hodnotí se jejich souhyb. Sleduje se chování hrudníku během flekčního pohybu. Fyziologické provedení zahrnuje při flexi krku aktivaci břišních svalů

a udržení kaudálního postavení hrudníku. Při následné flexi trupu dochází k aktivaci laterální skupiny břišních svalů.

Při poruše stabilizace dochází během flexe krku ke kraniální synkinezi hrudníku a klíčních kostí, hrudník jde do inspiračního postavení a dochází k jeho předsunutí z důvodu zvýšené extenze v Th/L přechodu. Během flexe trupu dochází k laterálnímu pohybu žeber a konvexnímu vyklenutí laterální skupiny břišních svalů a flexe trupu probíhá v inspiračním postavení hrudníku. Při flexi $> 20^\circ$ se objevují dva patologické obrazy:

- dochází k vyklenutí laterální skupiny břišních svalů, často se současným objevením diastázy břišní stěny,
- aktivita horní porce m. rectus abdominis a laterální skupiny břišních svalů, která se projevuje vtažením (konkavitou) v oblasti tříselných kanálů. Tento stereotyp svědčí o inverzní funkci bránice (Kolář, 2009).

4.3 Metodika měření

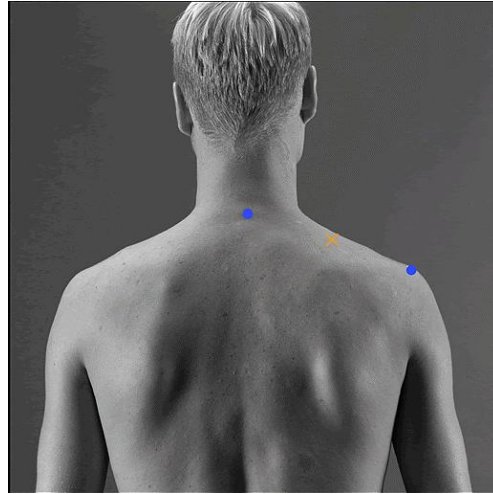
Měření probíhalo vždy za účasti dvou fyzioterapeutů z důvodu současného ovládní počítačového softwaru jednotlivých programů, řízení elektrické stimulace (v případě tensiomyografie), obsluhy přístrojů a komunikace s vyšetřovanými během prováděného měření.

4.3.1 Povrchová elektromyografie

Elektromyografické měření bylo provedeno na přístroji Noraxon – MyoSystem 1400A. Elektromyografický záznam byl snímán osmi kanály s frekvencí 1000 Hz. Snímány byly bilaterálně čtyři vybrané svaly – m. trapezius pars descendens, m. trapezius pars ascendens, m. latissimus dorsi a lumbální část mm. erectores spinae, na které byly umístěny vždy dvě samolepící jednorázové elektrody značky Kendall. Odpor přístroje byl $> 10 \text{ M}\Omega$. Pro zpracování EMG signálu byl využit program MyoResearch XP Master Version 1. 03. 07.

Před každým jednotlivým měřením byla nejprve v počítačovém programu vytvořena karta testované probandtky, kde byly zaznamenány požadované základní údaje (jméno, příjmení, věk, apod.) a následně zvoleny svaly, které byly snímány. Před začátkem vlastního měření byla probandtkám vždy vysvětlena podstata měření a provedení daných úkonů. Měření probíhalo ve spodním prádle. Umístění elektrod na konkrétní svaly předcházelo řádné očištění kůže v dané oblasti vodou a následně alkoholovým prostředkem. Elektrody byly umístěny na základě doporučení společnosti SENIAM (viz obrázek 5) paralelně s průběhem svalových

vláken, přičemž vzdálenost obou snímacích elektrod byla 2 cm. Referenční elektroda byla umístěna vlevo na spina iliaca posterior superior (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000).



Obrázek 5 Doporučení SENIAM pro uložení elektrod na m. trapezius pars descendens (Anonymous c, n.d.).

Výchozí pozice při měření byla pozice vestoje s horními končetinami volně podél těla, přičemž v jedné horní končetině byla držena činka o hmotnosti 3 kg. Z této pozice byly probandky vyzvány k volnému provedení pohybu horní končetiny, v níž byla držena činka, do elevace s extendovaným loketním kloubem nejprve do flexe 90 °, kde byly vyzvány k setrvání po dobu 3 sekund. Z této pozice dále pokračovaly v pohybu do dosažení plné flexe, tj. 180 °, kde byly opět vyzvány k setrvání po dobu 3 sekund. Následoval již nepřerušovaný pohyb z plné flexe zpět do výchozí pozice, tj. s horními končetinami podél těla. Po provedení pohybu do flexe byly probandky vyzvány k provedení pohybu do abdukce. Výchozí pozice byla totožná jako v případě předchozího pohybového úkonu. Z tohoto nastavení byly probandtky instruovány k provedení abdukce zatížené horní končetiny do 90 °, kde setrvaly po dobu 3 sekund a následně pokračovaly v pohybu do plné abdukce 180 °, kde opět setrvaly po dobu 3 sekund. Pohyb zpět z plné abdukce do výchozí pozice byl prováděn plynule, bez jakéhokoliv přerušování. Po provedení těchto dvou pohybových úkonů jednou horní končetinou byly probandtky vyzvány k provedení totožných pohybů i kontralaterální horní končetinou. Snímání každého jednotlivého pohybového úkonu bylo prováděno vždy jednou. Pouze v případě chybného provedení byla vyšetřovaná osoba vyzvána k opětovnému provedení daného pohybu.

Analýza elektromyografického signálu zahrnovala nejprve úpravu surového záznamu odfiltrováním artefaktů signálu EKG, následně byl signál EMG ratifikován a vyhlazen.

Z upraveného signálu byl hodnocen vybraný úsek provedeného pohybu. Ke srovnávání EMG signálu vybraných svalů byla stanovena průměrná hodnota (mean) EMG signálu, která byla normalizována.

4.3.2 Tensiomyografie

Pro účely diplomové práce byl použit tensiomyograf TMG – S1 (TMG-BMC Ltd., Ljubljana, Slovinsko), kterým byly bilaterálně vyšetřovány svaly m. latissimus dorsi a mm. erectores spinae v lumbální části zad. V počítačovém programu TMG byla po vyplnění požadovaných základních údajů (jméno, věk, apod.) vytvořena karta probandky. Pozice při samotném měření vycházely z pokynů výrobce. V případě obou výše zmíněných svalů bylo měření prováděno v relaxované pozici vleže na břicho s horními končetinami volně položenými podél těla případně mimo lehátko, s hlavou opřenou na lehátko o čelo nebo rotovanou na nevyšetřovanou stranu a akry dolních končetin mimo lehátko. Samolepící elektrody (5 x 5 cm, Quirumed S. L., Valencie, Španělsko) byly umístěny dle instrukcí výrobce na střed svalového břicha na předem očištěnou kůži. Vzdálenost mezi oběma elektrodami odpovídala přibližně 5 cm, kde proximálně byla umístěna anoda a distálně katoda a mezi nimi byl kolmo na střed svalového břicha umístěn senzor. K vyšetření byl pomocí elektrostimulátoru (EMF-FURLAN & Co. d.o.o., Ljubljana, Slovinsko) aplikován elektrický impulz o délce 1 ms a intenzitě nejprve 20 mA, poté 40 mA a následně 60 mA. Během měření byly probandky instruovány ke klidnému udržování výchozí pozice a přirozenému dýchání. Měření probíhalo vždy na konci výdechu.

Z důvodů časové náročnosti a vzrůstající subjektivní nepříjemnosti u některých probandek nebyly použity impulzy o vyšších intenzitách. Pro statistické zpracování byly vybrány hodnoty maximální svalové odezvy z těchto impulzů.

4.3.3 Backscan®

Pro analýzu páteře bylo v prostorách Aplikačního centra BALUO využito systému Backscan®. Nejprve byla v počítačovém programu mobee® 360 vytvořena karta vyšetřované s vyplněním základních údajů. Po zvolení vyšetření páteře pomocí systému Backscan® byla vybrána možnost vyšetření ve frontální rovině a pohybu do lateroflexe. Před samotným vyšetřením byl probandkám vysvětlen postup, jakým bude vyšetření probíhat. Vyšetření bylo provedeno pomocí hardwarového zařízení idiag M360, které s počítačovým programem komunikuje díky technologii Bluetooth. Vyšetřovaná osoba stála, s nohama od sebe na šíři pánve a horními končetinami podél těla, čelem k monitoru počítače, na kterém byly promítány instrukce k prováděným pohybům. Nejprve byl zařízením idiag M360 proveden scan páteře

(od úrovně spinálního výběžku posledního krčního obratle kaudálním směrem) v klidové pozici vestoje a následně dle instrukcí bylo provedeno snímání páteře při provedené lateroflexi na obě vyšetřované strany.

4.4 Statistické zpracování dat

Získaná data z jednotlivých měření byla zapsána do tabulek programu Microsoft Excel a následně exportována do statistického programu STATISTICA pro zhodnocení statistické významnosti. K tomuto zhodnocení byly použity neparametrické testy – znaménkový test a Wilcoxonův párový test. Hladina statistické významnosti pro použité testy byla stanovena pro $p < 0,05$.

5 VÝSLEDKY MĚŘENÍ

5.1 Výsledky testů hypermobility

Tabulka 1. Výsledky testů hypermobility.

Probandtka	Zkouška předklonu	Zkouška úklonu dominantní strana	Zkouška úklonu nedominantní strana
č. 1	3	1	1
č. 2	1	1	1
č. 3	1	2	3
č. 4	1	3	1
č. 5	1	1	1
č. 6	1	3	3
č. 7	1	1	3
č. 8	3	1	1
č. 9	1	3	1
č. 10	3	3	1
č. 11	2	1	3
č. 12	3	1	3
č. 13	1	3	3
č. 14	1	3	3
č. 15	2	3	3

Legenda k tabulce 1.: 1 – hypermobilita, 2 – hypomobilita, 3 – norma

5.2 Výsledky Functional reach testu

Tabulka 2. Výsledky Functional reach testu.

Probandtka	Functional Reach test DHK (v cm)	Functional Reach test NDHK (v cm)
č. 1	42	43
č. 2	52	57
č. 3	48	47
č. 4	35	40
č. 5	34	43
č. 6	44	42
č. 7	58	56
č. 8	40	40
č. 9	49	45
č. 10	43	43
č. 11	50	45
č. 12	50	47
č. 13	39	35
č. 14	50	47
č. 15	40	40

Legenda k tabulce 2.: DHK – dominantní horní končetina, NDHK – nedominantní horní končetina

5.3 Výsledky testů posturální stabilizace

Tabulka 3. Výsledky testů posturální stabilizace.

Probandtka	Test flexe trupu	Extenční test
č. 1	1	2
č. 2	2	1
č. 3	1	2
č. 4	1	1
č. 5	2	1
č. 6	1	1
č. 7	1	1
č. 8	1	1
č. 9	1	2
č. 10	1	2
č. 11	1	1
č. 12	1	1
č. 13	1	1
č. 14	1	1
č. 15	1	1

Legenda k tabulce 3.: 1 – pozitivita testu, 2 – negativita testu

Poznámka k hodnocení pozitivity testů:

Test flexe trupu byl hodnocen jakožto pozitivní v případě, že byl v průběhu pohybu zaznamenán více než jeden výrazný patologický prvek, přičemž nejčastěji docházelo k počátečnímu protrakčnímu postavení ramenních kloubů, pravděpodobně v důsledku hyperaktivace mm. pectorales, a následně zvýšené svalové aktivitě m. rectus abdominis.

Extenční test byl stejně jako výše uvedený test hodnocen jako pozitivní v případě výskytu více než jednoho výrazného patologického prvku. Zde docházelo nejčastěji k patologii ve smyslu nadměrného zapojení ischiokrurálního svalstva a reklinačnímu pohybu hlavy.

5.4 Výsledky testování lateroflexe páteře pomocí systému Backscan®

Tabulka 4. Hodnoty lateroflexe páteře získané systémem Backscan®.

Probandtka	Lateroflexe vlevo	Lateroflexe vpravo
č. 1	14	26
č. 2	28	33
č. 3	19	22
č. 4	30	30
č. 5	35	28
č. 6	24	24
č. 7	36	42
č. 8	26	29
č. 9	23	25
č. 10	14	24
č. 11	19	32
č. 12	33	36
č. 13	30	28
č. 14	27	27
č. 15	39	41

Poznámka:

Výchozí postavení páteře ve frontální rovině při měření, byla brána jako hodnota 0.

5.5 Výsledky k výzkumným otázkám

Výzkumná otázka č. 1: Liší se intenzita (mean) zapojení vybraných svalů trupu při flexi dominantní a nedominantní horní končetiny do 90/180 °?

Tabulka 5. Průměrné hodnoty intenzity (mean) zapojení vybraných svalů trupu při pohybu do flexe 90 ° na dominantní a nedominantní straně.

	D	N
HT	3,40625	2,89743
DT	25,17546	29,74832
LD	6,95775	7,09157
ES	5,18956	6,34385

Legenda k tabulce 5.: D – dominantní strana, N – nedominantní strana, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae

Z tabulky 5. vyplývá, že průměrná hodnota intenzity zapojení při pohybu do 90 ° flexe byla vyšší v případě svalstva nedominantní strany, vyjma m. trapezius pars descendens.

Tabulka 6. Porovnání naměřených hodnot při flexi dominantní a nedominantní horní končetiny do 90 ° pomocí znaménkového testu.

Dvojice proměnných	Znaménkový test			
	Označené testy jsou významné na hladině p <0,05			
	Počet různých	procent v < V	Z	p-hodnota
NFL HT 90 & DFL HT 90	15	46,66667	0,000000	1,000000
NFL DT 90 & DFL DT 90	15	26,66667	1,549193	0,121335
NFL LD 90 & DFL LD 90	15	66,66667	1,032796	0,301700
NFL ES 90 & DFL ES 90	15	33,33333	1,032796	0,301700

Legenda k tabulce 6.: NFL – flexe nedominantní horní končetiny, DFL – flexe dominantní horní končetiny, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, Z – hodnota testovacího kritéria

Statistické porovnávání naměřených hodnot EMG pomocí znaménkového testu neodhalilo u hodnocených svalů statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní stranou.

Tabulka 7. Porovnání naměřených hodnot při flexi dominantní a nedominantní horní končetiny do 90 ° pomocí Wilcoxonova párového testu.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet platných	T	Z	p-hodnota
NFL HT 90 & DFL HT 90	15	59,00000	0,056796	0,954708
NFL DT 90 & DFL DT 90	15	40,00000	1,135924	0,255989
NFL LD 90 & DFL LD 90	15	51,00000	0,511166	0,609235
NFL ES 90 & DFL ES 90	15	35,00000	1,419905	0,155636

Legenda k tabulce 7.: NFL – flexe nedominantní horní končetiny, DFL – flexe dominantní horní končetiny, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, T – hodnota testovacího kritéria, Z – hodnota testovacího kritéria

Statistické porovnání naměřených hodnot EMG pomocí Wilcoxonova párového testu neodhalilo u hodnocených svalů statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní stranou.

Tabulka 8. Průměrné hodnoty intenzity (mean) zapojení vybraných svalů trupu při pohybu z flexe 90 ° do 180 ° na dominantní a nedominantní straně.

	D	N
HT	8,29756	5,34657
DT	63,96856	66,15392
LD	10,54537	11,56467
ES	5,26631	6,32073

Legenda k tabulce 8.: D – dominantní strana, N – nedominantní strana, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae

Z tabulky 8. vyplývá, že průměrná hodnota intenzity zapojení při pohybu z 90° flexe do 180 ° byla vyšší v případě svalstva nedominantní strany, vyjma m. trapezius pars descendens.

Tabulka 9. Porovnání naměřených hodnot při flexi dominantní a nedominantní horní končetiny z 90° flexe do 180 ° pomocí znaménkového testu.

Dvojice proměnných	Znaménkový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet různých	procent $v < V$	Z	p-hodnota
NFL HT 180 & DFL HT 180	15	60,00000	0,516398	0,605577
NFL DT 180 & DFL DT 180	15	46,66667	0,000000	1,000000
NFL LD 180 & DFL LD 180	15	53,33333	0,000000	1,000000
NFL ES 180 & DFL ES 180	15	60,00000	0,516398	0,605577

Legenda k tabulce 9.: NFL – flexe nedominantní horní končetiny, DFL – flexe dominantní horní končetiny, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, Z – hodnota testovacího kritéria

Statistické porovnávání naměřených hodnot EMG pomocí znaménkového testu neodhalilo u hodnocených svalů statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní stranou.

Tabulka 10. Porovnání naměřených hodnot při flexi dominantní a nedominantní horní končetiny z 90° flexe do 180 ° pomocí Wilcoxonova párového testu.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet platných	T	Z	p-hodnota
NFL HT 180 & DFL HT 180	15	43,00000	0,965535	0,334278
NFL DT 180 & DFL DT 180	15	59,00000	0,056796	0,954708
NFL LD 180 & DFL LD 180	15	50,00000	0,567962	0,570061
NFL ES 180 & DFL ES 180	15	58,00000	0,113592	0,909561

Legenda k tabulce 10.: NFL – flexe nedominantní horní končetiny, DFL – flexe dominantní horní končetiny, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, T – hodnota testovacího kritéria, Z – hodnota testovacího kritéria

Statistické porovnávání naměřených hodnot EMG pomocí Wilcoxonova párového testu neodhalilo u hodnocených svalů statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní stranou.

Z výsledků lze vyvodit závěr, že se intenzita zapojení vybraných svalů trupu při flexi dominantní a nedominantní horní končetiny do 90/180 ° neliší.

Výzkumná otázka č. 2: *Liší se intenzita (mean) zapojení vybraných svalů trupu při abdukci dominantní a nedominantní horní končetiny do 90/180 °?*

Tabulka 11. Průměrné hodnoty intenzity (mean) zapojení vybraných svalů trupu při pohybu do abdukce 90 ° na dominantní a nedominantní straně.

	D	N
HT	15,51675	7,99679
DT	31,38061	26,96826
LD	5,82993	5,20487
ES	2,43365	2,30971

Legenda k tabulce 11.: D – dominantní strana, N – nedominantní strana, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae

Z tabulky 11. vyplývá, že průměrná hodnota intenzity zapojení při pohybu do 90° abdukce byla vyšší v případě svalstva dominantní strany.

Tabulka 12. Porovnání naměřených hodnot při abdukci dominantní a nedominantní horní končetiny do 90 ° pomocí znaménkového testu.

Dvojice proměnných	Znaménkový test			
	Označené testy jsou významné na hladině p <0,05			
	Počet různých	procent v < V	Z	p-hodnota
NABD HT 90 & DABD HT 90	15	46,66667	0,000000	1,000000
NABD DT 90 & DABD DT 90	15	53,33333	0,000000	1,000000
NABD LD 90 & DABD LD 90	15	66,66667	1,032796	0,301700
NABD ES 90 & DABD ES 90	15	53,33333	0,000000	1,000000

Legenda k tabulce 12.: NABD – abdukce nedominantní horní končetiny, DABD – abdukce dominantní horní končetiny, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, Z – hodnota testovacího kritéria

Při statistickém porovnávání naměřených hodnot EMG pomocí znaménkového testu nebyly nalezeny u hodnocených svalů statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní stranou.

Tabulka 13. Porovnání naměřených hodnot při abdukci dominantní a nedominantní horní končetiny do 90 ° pomocí Wilcoxonova párového testu.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet platných	T	Z	p-hodnota
NABD HT 90 & DABD HT 90	15	59,00000	0,056796	0,954708
NABD DT 90 & DABD DT 90	15	46,00000	0,795147	0,426529
NABD LD 90 & DABD LD 90	15	39,00000	1,192720	0,232980
NABD ES 90 & DABD ES 90	15	51,00000	0,511166	0,609235

Legenda k tabulce 13.: NABD – abdukce nedominantní horní končetiny, DABD – abdukce dominantní horní končetiny, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, T – hodnota testovacího kritéria, Z – hodnota testovacího kritéria

Při statistickém porovnávání naměřených hodnot EMG pomocí Wilcoxonova párového testu nebyly nalezeny u hodnocených svalů statisticky významné rozdíly mezi dominantní a nedominantní stranou.

Tabulka 14. Průměrné hodnoty intenzity (mean) zapojení vybraných svalů trupu při pohybu do abdukce z 90 ° do 180 ° na dominantní a nedominantní straně.

	D	N
HT	26,83734	9,86646
DT	71,86763	64,80845
LD	10,19521	9,64852
ES	3,43999	3,46928

Legenda k tabulce 14.: D – dominantní strana, N – nedominantní strana, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae

Z tabulky 14. vyplývá, že průměrná hodnota intenzity zapojení při pohybu z 90° abdukce do 180 ° byla vyšší v případě svalstva dominantní strany, vyjma mm. erectores spinae.

Tabulka 15. Porovnání naměřených hodnot při abdukci dominantní a nedominantní horní končetiny z 90° abdukce do 180 ° pomocí znaménkového testu.

Dvojice proměnných	Znaménkový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet různých	procent $v < V$	Z	p-hodnota
NABD HT 180 & DABD HT 180	15	60,00000	0,516398	0,605577
NABD DT 180 & DABD DT 180	15	60,00000	0,516398	0,605577
NABD LD 180 & DABD LD 180	15	66,66667	1,032796	0,301700
NABD ES 180 & DABD ES 180	15	66,66667	1,032796	0,301700

Legenda k tabulce 15.: NABD – abdukce nedominantní horní končetiny, DABD – abdukce dominantní horní končetiny, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, Z – hodnota testovacího kritéria

Při statistickém porovnávání naměřených hodnot EMG pomocí znaménkového testu nebyly nalezeny u hodnocených svalů statisticky významné rozdíly.

Tabulka 16. Porovnání naměřených hodnot při abdukci dominantní a nedominantní horní končetiny z 90° abdukce do 180 ° pomocí Wilcoxonova párového testu.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet platných	T	Z	p-hodnota
NABD HT 180 & DABD HT 180	15	46,00000	0,795147	0,426529
NABD DT 180 & DABD DT 180	15	44,00000	0,908739	0,363489
NABD LD 180 & DABD LD 180	15	37,00000	1,306312	0,191447
NABD ES 180 & DABD ES 180	15	52,00000	0,454369	0,649563

Legenda k tabulce 17.: NABD – abdukce nedominantní horní končetiny, DABD – abdukce dominantní horní končetiny, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, T – hodnota testovacího kritéria, Z – hodnota testovacího kritéria

Při statistickém porovnávání naměřených hodnot EMG pomocí Wilcoxonova párového testu nebyly nalezeny u hodnocených svalů statisticky významné rozdíly.

Výsledky statistického porovnání ukazují, že intenzita zapojení vybraných svalů trupu při abdukci dominantní a nedominantní horní končetiny do 90/180° se významně neliší.

Výzkumná otázka č. 3: Liší se intenzita (mean) zapojení vybraných svalů trupu při pohybu dominantní a nedominantní horní končetiny z maximální flexe do nulové pozice?

Tabulka 17. Průměrné hodnoty intenzity (mean) zapojení vybraných svalů trupu při pohybu z maximální flexe zpět do nulové pozice na dominantní a nedominantní straně.

	D	N
HT	3,71858	2,75022
DT	26,40815	30,6498
LD	6,72127	7,44368
ES	4,89375	6,4869

Legenda k tabulce 17.: D – dominantní strana, N – nedominantní strana, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae

Z tabulky 17. vyplývá, že průměrná hodnota intenzity zapojení při pohybu z maximální flexe zpět byla vyšší v případě svalstva nedominantní strany, s výjimkou m. trapezius pars descendens.

Tabulka 18. Porovnání naměřených hodnot při pohybu dominantní a nedominantní horní končetiny z maximální flexe (180 °) zpět do nulové pozice pomocí znaménkového testu.

Dvojice proměnných	Znaménkový test			
	Označené testy jsou významné na hladině p <0,05			
	Počet různých	procent v < V	Z	p-hodnota
NFL HT ZP & DFL HT ZP	15	60,0000	0,516398	0,605577
NFL DT ZP & DFL DT ZP	15	40,00000	0,516398	0,605577
NFL LD ZP & DFL LD ZP	15	46,66667	0,000000	1,000000
NFL ES ZP & DFL ES ZP	15	13,33333	2,581989	0,009823

Legenda k tabulce 18.: NFL – flexe nedominantní horní končetiny, DFL – flexe dominantní horní končetiny, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, ZP – pohyb zpět do výchozí pozice, Z – hodnota testovacího kritéria

Tabulka 18. ukazuje, že byl nalezen statisticky významný rozdíl při porovnávání naměřených hodnot pomocí znaménkového testu u mm. erectores spinae dominantní a nedominantní strany. V případě ostatních svalů další statisticky významné rozdíly nalezeny nebyly.

Tabulka 19. Porovnání naměřených hodnot při pohybu dominantní a nedominantní horní končetiny z maximální flexe (180 °) zpět do nulové pozice pomocí Wilcoxonova párového testu.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet platných	T	Z	p-hodnota
NFL HT ZP & DFL HT ZP	15	44,00000	0,908739	0,363489
NFL DT ZP & DFL DT ZP	15	45,00000	0,851943	0,394247
NFL LD ZP & DFL LD ZP	15	52,00000	0,454369	0,649563
NFL ES ZP & DFL ES ZP	15	21,00000	2,215051	0,026757

Legenda k tabulce 19.: NFL – flexe nedominantní horní končetiny, DFL – flexe dominantní horní končetiny, HT – horní část m. trapezius, DT – dolní část m. trapezius, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, ZP – pohyb zpět do výchozí pozice, T – hodnota testovacího kritéria, Z – hodnota testovacího kritéria

Tabulka 19. ukazuje, že při statistickém porovnání pomocí Wilcoxonova párového testu byl nalezen statisticky významný rozdíl v případě mm. erectores spinae dominantní a nedominantní strany, zatímco u ostatních svalů významný rozdíl nalezen nebyl.

Výsledky statistického porovnání ukazují, že intenzita zapojení vybraných svalů trupu při pohybu končetiny z maximální flexe zpět do nulové pozice se na dominantní a nedominantní straně významně liší pouze u lumbální části mm. erectores spinae.

Výzkumná otázka č. 4: Liší se hodnoty naměřené pomocí tensiomyografie u vybraných svalů trupu na dominantní a nedominantní straně?

Tabulka 20. Průměr naměřených hodnot parametru Tc m. latissimus dorsi a mm. erectores spinae dominantní a nedominantní strany.

	D	N
LD Tc	36,406	31,774
ES Tc	26,5627	23,316

Legenda k tabulce 20. : D – dominantní strana, N – nedominantní strana, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, Tc - contraction time/doba kontrakce

Tabulka 20. ukazuje, že v případě parametru Tc byl průměr naměřených hodnot vyšší u hodnocených svalů na dominantní straně.

Tabulka 21. Průměr naměřených hodnot parametru Tr m. latissimus dorsi a mm. erectores spinae dominantní a nedominantní strany.

	D	N
LD Tr	95,528	80,1313
ES Tr	102,8987	131,544

Legenda k tabulce 21.: D – dominantní strana, N – nedominantní strana, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, Tr - half relaxation time/doba relaxace

Tabulka 21. ukazuje, že u parametru Tr byl průměr naměřených hodnot vyšší u dominantního m. latissimus dorsi a naopak na nedominantní straně u mm. erectores spinae.

Tabulka 22. Porovnání naměřených hodnot TMG vybraných svalů na dominantní a nedominantní straně pomocí znaménkového testu.

Dvojice proměnných	Znaménkový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet různých	procent $v < V$	Z	p-hodnota
D LD Tc & N LD Tc	15	40	0,516398	0,605577
D LD Tr & N LD Tr	15	40	0,516398	0,605577
D ES Tc & N ES Tc	15	33,33333	1,032796	0,3017
D ES Tr & N ES Tr	15	73,33333	1,549193	0,121335

Legenda k tabulce 22.: D – dominantní strana, N – nedominantní strana, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, Tc – doba kontrakce svalu, Tr – doba relaxace svalu, Z – hodnota testovacího kritéria

Statistické porovnávání naměřených hodnot TMG pomocí znaménkového testu neukázalo v případě ani jednoho pozorovaného parametru statisticky významné rozdíly.

Tabulka 23. Porovnání naměřených hodnot TMG vybraných svalů na dominantní a nedominantní straně pomocí Wilcoxonova párového testu.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet platných	T	Z	p-hodnota
D LD Tc & N LD Tc	15	44	0,908739	0,363489
D LD Tr & N LD Tr	15	42	1,022331	0,306625
D ES Tc & N ES Tc	15	39	1,192720	0,232980
D ES Tr & N ES Tr	15	40	1,135924	0,255989

Legenda k tabulce 23.: D – dominantní strana, N – nedominantní strana, LD – m. latissimus dorsi, ES – mm. erectores spinae, Tc – doba kontrakce svalu, Tr – doba relaxace svalu, T – hodnota testovacího kritéria, Z – hodnota testovacího kritéria

Statistické porovnávání naměřených hodnot TMG pomocí Wilcoxonova párového testu neodhalilo staticky významné rozdíly u žádného sledovaného parametru.

Na základě výsledků lze říci, že hodnoty naměřené pomocí TMG se u zkoumaných svalů dominantní a nedominantní strany statisticky významně neliší.

Výzkumná otázka č. 5: Liší se hodnoty lateroflexe naměřené pomocí systému Backscan® vlevo a vpravo?

Tabulka 24. Porovnání naměřených hodnot lateroflexe vlevo a vpravo ze systému Backscan® pomocí znaménkového testu.

Dvojice proměnných	Znaménkový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet různých	procent $v < V$	Z	p-hodnota
lateroflexe vlevo & lateroflexe vpravo	12	83,33333	2,020726	0,043308

Legenda k tabulce 24.: Z – hodnota testovacího kritéria

Při statistickém porovnávání naměřených hodnot lateroflexe páteře vlevo a vpravo byl pomocí znaménkového testu nalezeny statisticky významné rozdíl.

Tabulka 25. Porovnání naměřených hodnot lateroflexe vlevo a vpravo ze systému Backscan® pomocí Wilcoxonova párového testu.

Dvojice proměnných	Wilcoxonův párový test			
	Označené testy jsou významné na hladině $p < 0,05$			
	Počet platných	T	Z	p-hodnota
lateroflexe vlevo & lateroflexe vpravo	15	11,00000	2,196501	0,028057

Legenda k tabulce 25.: T – hodnota testovacího kritéria, Z – hodnota testovacího kritéria

Při statistickém porovnávání naměřených hodnot pomocí Wilcoxonova párového testu byl v případě lateroflexe vpravo a vlevo nalezeny statisticky významné rozdíl.

Výsledky ukazují, že hodnoty lateroflexe vlevo a vpravo naměřené systémem Backscan® se statisticky významně liší.

6 DISKUZE

Většina lidí má preferenční nebo dominantní stranu těla, kterou více využívá během provádění většiny funkčních pohybů včetně fyzických aktivit. Stranová asymetrie však může podporovat vznik dysfunkční kinematiky a patologie. Z toho důvodu je důležitá včasná detekce již v počátečních stádiích (Jee & Park, 2019). Preference používání jedné horní končetiny by mohlo vést ke zvýšenému kortikálnímu řízení dané končetiny a následně tedy i zvýšenému kortikálnímu řízení kontralaterálního svalstva zad. Z čehož vyplývá, že samotná dominance horní končetiny může ovlivňovat symetrii aktivace svalů zad v reakci na pohyb horní končetiny (Mullington, Klungarvuth, Catley, McGregor & Strutton, 2009).

Samotný herní charakter volejbalu, jeho hraní a tomu odpovídající tréninková zátěž zahrnující asymetrické pohyby v ramenních kloubech, předpokládají vznik silové nerovnováhy, jejíž následkem může být vznik asymetrického silového působení mezi dominantní a nedominantní končetinou a asymetrických svalových vzorců (Hadzic, Sattler, Veselko, Markovic & Dervisevic, 2014; Mattes, Wollesen & Manzer, 2018).

Za účelem určení pohybových poruch je klinicky zcela běžné hodnocení a porovnávání pohybu lopatky u různých patologií ramenního pletence či v rámci kontralaterálního srovnání navzdory dominance končetiny. Ve studii autoři Matsuki et al. (2011) hodnotili kinematiku ramenního pletence u zdravých mužů za pomoci zobrazovací 3D a 2D techniky s fluoroskopickým zobrazováním. Vsedě byl prováděn pohyb paže do elevace v rovině lopatky a následně zpět, přičemž pro každou paži byl zaznamenáván pohyb zvlášť. Výsledky ukázaly statisticky významný rozdíl v souvislosti s dominancí končetiny v případě rotace lopatky s její současnou abdukci během elevace paže. U dominantní končetiny byla lopatka ve výchozí pozici více mediálně rotována a addukována k páteři a během prováděného pohybu u ní docházelo k rychlejšímu pohybu do abdukce s rotací. Autoři uvádí možnou příčinu v napětí nebo zkrácení svalů, které provádí rotaci lopatky a mohou tak změnit její výchozí pozici. Předpokládají také, že tato asymetrie může být způsobena změnami v měkkých tkáních, zejména svalovými dysbalancemi, a to i z důvodu častějšího používání dominantní končetiny a rozdílnými vzorci svalového zapojení vzhledem k této dominanci. Na základě výsledků této diplomové práce nelze předpoklad Matsuki et al. (2011) o asymetrickém fungování a rozdílnosti vzorců svalového zapojení během prováděné abdukce dominantní a nedominantní končetiny zcela potvrdit. Ačkoliv byla zaznamenána průměrně vyšší intenzita svalové aktivity u zkoumaných svalů během abdukce (do 90 ° i do 180 °) na dominantní straně, nebyl nalezen statisticky

významný rozdíl intenzity zapojení u žádného zkoumaného svalu mezi dominantní a nedominantní horní končetinou. Je však nutno dodat, že v této práci nebyl hodnocen timing jednotlivých svalů, ve kterém by mohl být nalezen stranový rozdíl a že výzkumný soubor byl v našem případě tvořen ženami a nikoliv muži. Porovnáním kinematiky horních končetin se ve své studii zabývali také Jee a Park (2019), kteří hledali rozdíly během provádění současné abdukce a následné addukce obou paží se zátěží u skupiny mladých lidí (pouze praváků). Byl porovnáván rozdíl u dominantní a nedominantní končetiny v úhlovém nastavení, rychlosti a zrychlení během provádění pohybu. Autoři našli specifické změny v pohybových vzorcích mezi dominantní a nedominantní horní končetinou, přičemž byl pozorován kontrolovanější pohyb dominantní končetinou během počáteční, maximální a konečné fáze pohybu. Dominantní končetina byla také schopna lépe kontrolovat daný rozsah pohybu, rychlost pohybu a úhlové zrychlení během kritických fází. Nedominantní končetina naopak vykazovala celkově větší rozsah pohybu, než byl stanoven instrukcemi autorů studie, kdy tato končetina začínala a končila pohyb níže. Z těchto výsledků může vyplývat vyšší schopnost kontroly pohybu v případě dominantní končetiny.

Studii srovnávající pohyb dominantní a nedominantní horní končetiny během prováděné abdukce provedli Hosseinimehr, Anbarian, Norasteh, Fardmal a Khosravi (2015). Účelem studie bylo srovnání pohybu lopatky (zejména jejího abdukčně-rotčního pohybu) a skapulohumerálního rytmu pomocí dvou digitálních inklinometrů dominantní a nedominantní strany při provádění abdukce paže ve frontální rovině. Zkoumanou skupinu tvořili muži neprovozující pravidelně žádnou sportovní aktivitu a sportovci, konkrétně byli vybráni profesionální házenkáři a volejbalisté. Hodnoceny byly pohyby z upažení do 45 °, 90 ° a 135 °. U nesportujících jedinců nebyl nalezen žádný významný stranový rozdíl, zatímco u sportovců byla zjištěna na dominantní straně podstatnější mediální rotace a addukce lopatky v klidové pozici a naopak výraznější abdukce lopatky v 90 ° a 135 ° abdukce. V případě dominantní končetiny byly u sportovců taktéž zaznamenány nižší poměrové hodnoty skapulohumerálního rytmu ve srovnání s nedominantní stranou. Co se týče srovnání dominantních končetin sportovců a nesportujících jedinců, bylo u sportovců zaregistrováno výraznější addukční postavení v klidové pozici, abdukční postavení v 90 ° a 135 ° a ve všech měřených stupních byly zjištěny nižší poměrové hodnoty skapulohumerálního rytmu. Autoři také zjistili, že existuje významný rozdíl v klidovém postavení lopatky dominantní a nedominantní končetiny u sportovců. Tento rozdíl si vysvětlují, jakožto možný výsledek stranově nestejně adaptace muskuloskeletálního systému na rozdílnou a jinak se opakující zátěž a používání

dominantní a nedominantní končetiny. Výsledné zjištění ukazuje, že u těchto sportovců existuje stranová asymetrie v postavení lopatky a v poměrech skapulohumerálního rytmu (Hosseinimehr et al., 2015).

Nezávisle na přítomnosti známek skapulární asymetrie, byla zjištěna snížená EMG aktivita m. serratus anterior na dominantní straně ve srovnání se stranou nedominantní u volejbalistek, které byly vyzvány k provádění kliků s oporou o kolena na stabilní i nestabilní ploše. V případě aktivity horní a střední porce m. trapezius žádná statisticky významná rozdílnost zjištěna nebyla (Karagiannakis, Athanasopoulos & Mandalidis 2017).

Studie provedená Hadzic et al. (2014) na vzorku 183 profesionálních volejbalistů a volejbalistek z první a druhé slovinské divize, kteří neudávali žádné známky bolesti v oblasti ramene v posledních 3 měsících, posuzovala existenci asymetrie svalové síly zevní a vnitřní rotace. Hodnocení síly obou rotací bylo provedeno pomocí dynamometru v pozici vsedě s abdukcí končetiny do 90 ° v rovině lopatky a flektovaným loktem v 90 °. Hlavním výsledkem studie bylo zjištění asymetrie síly vnitřní rotace ve prospěch dominantní končetiny u obou pohlaví a to bez ohledu na jakákoliv předchozí poranění. V případě, že takto zjištěná asymetrie není současně spojena s asymetrií síly zevní rotace, dochází nižšímu poměru v síle zevní/vnitřní rotace na dominantní straně než je tomu na straně nedominantní. Výsledky ukázaly, že u volejbalistů, ale také u volejbalistek s předchozím poraněním ramene, nebyla nalezena žádná doprovodná silová asymetrie v případě zevní rotace. U volejbalistek bez předchozího poranění byla síla zevní rotace dominantního ramene vyšší než na straně nedominantní, a proto zde nebyl nalezen ani nižší poměr síly zevní/vnitřní rotace. Bylo také zjištěno, že volejbalistky bez předchozího poranění ramene hrající na vyšší úrovni měly 3,4krát větší pravděpodobnost abnormálního poměru síly zevní/vnitřní rotace, než volejbalisty hrající na nižší úrovni.

Stranová odlišnost mezi dominantní a nedominantní horní končetinou během prováděné abdukce a zevní rotace byla zjištěna i ve studii dle Diederichsen et al. (2007), ve které byl nalezen rozdíl v EMG amplitudě svalů v okolí ramenního pletence. Ve studii byly zkoumány rozdíly v EMG aktivitě svalů ramenního pletence dominantní a nedominantní strany během dvou pohybů – abdukce prováděná v rovině lopatky a zevní rotace. Všechny sledované svaly (m. supraspinatus, m. infraspinatus, dolní a horní porce m. trapezius, m. serratus anterior, přední a střední porce m. deltoideus a m. latissimus dorsi) byly během prováděné unilaterální abdukce do 110 ° aktivní. V EMG aktivitě sledovaných svalů byla nalezena významná asymetrie mezi oběma stranami, kdy během abdukce byla zaznamenána nižší EMG aktivita všech hodnocených

svalů na dominantní straně než nedominantní, zatímco v případě zevní rotace tomu bylo naopak. Snížení svalové aktivity na dominantní straně během elevace naznačuje výhodu související s dominancí, tedy že k provádění pohybu je třeba vynaložení menší energie. Výsledky této práce jsou v rozporu se zjištěním Diederichsen et al. (2007) o existenci významné stranové asymetrie v EMG aktivitě dvou sledovaných porcí m. trapezius a m. latissimus dorsi, jelikož zmíněné svaly dosahovaly průměrně vyšších hodnot svalové aktivity v případě dominantní strany. Nelze tedy říci, že by provedení pohybu do abdukce zatížené dominantní končetiny vyžadovalo významně menší vynaložení energie než v případě pohybu končetinou nedominantní. Spíše to vypadá, že zatížením končetiny a následným pohybem do abdukce dochází k větší facilitaci a zapojení zmíněných svalů na dominantní straně.

Obdobná studie porovnávala EMG aktivitu všech tří částí m. trapezius a m. serratus anterior dominantní a nedominantní strany v průběhu jednotlivých fází pohybu elevace paže v rovině lopatky a následného spouštění paže zpět, přičemž pohyb byl prováděn bilaterálně. Výsledky v tomto případě neukázaly vliv dominance horní končetiny na rozdíl v míře aktivity zkoumaných svalů ani při pohybu do elevace, ani při následném pohybu zpět (Faria, Teixeira-Salmela, Goulart & Gomes, 2008). Žádný významný rozdíl v % integrovaného EMG signálu nezaznamenali ve své studii Yoshizaki et al. (2009), kteří hodnotili průběh pohybu paže do elevace a následně zpět v rovině lopatky u dominantní a nedominantní strany při hodnocení horní porce m. trapezius, zatímco v případě dolní porce byl nalezen významný rozdíl. Dále byl zjištěn také rozdíl v iniciální fázi elevace u střední části m. deltoideus a m. serratus anterior. Studie také prokázala, že u zdravých jedinců, je z hlediska kinematiky pohyb ramenních kloubů do elevace a zpět dominantní a nedominantní strany stejný, navzdory bilaterálně odlišnému fungování 3 ze 4 zkoumaných svalů. Autoři také tvrdí, že rozdílnost EMG aktivity jednotlivých svalů dominantní a nedominantní strany by se mohla objevit při složitějších úkonech nebo přidáním zátěže elevované paže.

Různého zatížení využili ve své studii Tsuruie a Ellenbecker (2016), ve které byla zkoumána EMG svalová aktivita u hráčů baseballu, kteří prováděli současnou bilaterální elevaci paží (abdukci i flexi) a následný návrat zpět při konstantním tempu stanovém na 5 sekund. Účelem studie bylo identifikovat jakékoliv rozdíly ve svalové aktivitě horní a dolní porce m. trapezius, m. serratus anterior a přední porce m. deltoideus mezi dominantní a nedominantní horní končetinou. U těchto sportovců se svalová aktivita v souvislosti s dominancí horní končetiny lišila především u obou sledovaných porcí m. trapezius, přičemž docházelo k maximalizaci EMG svalové aktivity dolní porce m. trapezius dominantní strany

ve srovnání se stranou nedominantní, a to bez ohledu na velikosti použité zátěže. Byly zde nalezeny významně vyšší průměrné hodnoty EMG aktivity dolní porce m. trapezius dominantní končetiny a to při prováděné flexi i abdukci. Naopak v případě horní porce m. trapezius docházelo v průběhu celého pohybu k účinné minimalizaci svalové aktivity na straně dominantní končetiny, taktéž bez rozdílu na velikosti použité zátěže. Zjištění o průměrně vyšších hodnotách EMG u dolní porce m. trapezius na dominantní straně lze částečně potvrdit i na základě výsledků této diplomové práce, konkrétně během pohybu zatížené končetiny do abdukce, v případě flekčního pohybu si však práce rozporují. Neshodu lze najít i v případě horní porce m. trapezius, která v našem případě vykazovala průměrně vyšších hodnot na dominantní straně během provádění všech zmíněných pohybů. Je však nutno podotknout rozdílnost v provádění pohybu (unilaterální x bilaterální elevace) a rozdílnost nedosahující statistické významnosti.

Ve studii dle Cools, Declercq, Cambier, Mahieu a Witvrouw (2007) byla porovnávána svalová aktivita jednotlivých porcí m. trapezius a jejich intramusculární poměr u tzv. overhead sportovců (včetně hráčů a hráček volejbalu) s příznaky impingementu na dominantní herní končetině a sportovců bez těchto obtíží při provádění pohybu paže do abdukce ve frontální rovině a zevní rotace. Výchozí pozicí měření byla, z důvodu současného měření pomocí dynamometru, pozice vsedě. Snímána byla EMG aktivita všech porcí m. trapezius pomocí povrchových elektrod. Testovány byly unilaterálně pohyby obou paží, nejdříve byla testována končetina zdravá/nedominantní a následně postižená/dominantní. Výsledky odhalily významný nárůst aktivity horní porce m. trapezius v průběhu obou prováděných pohybových úkonů v případě symptomatických sportovců se současně sníženou aktivitou dolní porce m. trapezius během abdukce a střední porce m. trapezius v případě zevní rotace. Při srovnání dominantní strany symptomatických a zdravých hráčů byla nalezena významně vyšší svalová aktivita horní porce m. trapezius. Tato zvýšená aktivita byla zaznamenána také v případě srovnání s nepostiženou stranou. Významným výsledkem je, že na postižené straně byla během abdukce zjištěna zvýšená svalová aktivita horní porce m. trapezius, zatímco u dolní porce byla svalová aktivita naopak nižší. V případě střední porce svalu nebyly během abdukčního pohybu nalezeny žádné významné stranové ani skupinové rozdíly ve svalové aktivitě. Takto změněná svalová aktivita na straně postiženého ramene naznačuje vznik dysfunkce m. trapezius v souvislosti s přítomnou patologií ramenního pletence. Podobných výsledků dosáhli i Contemori a Biscarini (2019), kteří ve své studii snímaly pomocí EMG aktivitu svalů v okolí ramenního pletence (jednotlivé porce svalů m. deltoideus a m. trapezius a m. serratus anterior) během provádění

izolovaného pohybu paže v rovině lopatky těsně nad úroveň 90 ° abdukce u profesionálních hráčů volejbalu s diagnózou izolované atrofie m. infraspinatus. Kontrolní skupinu zde tvořili zdraví hráči volejbalu. Analýza výsledků odhalila významně vyšší svalovou aktivitu horní porce m. trapezius na straně postiženého, herně dominantního ramene, v porovnání se zdravou kontralaterální stranou. U zbývajících dvou porcí m. trapezius byl nalezen stejný výsledek, tedy vyšší svalová aktivita na postižené straně, ale pouze v druhé polovině prováděného pohybu. Rozdíly v aktivitě byly nalezeny i u kontrolní zdravé skupiny, konkrétně EMG aktivita horní porce m. trapezius byla v druhé polovině prováděného pohybu významně vyšší na nedominantní straně, zatímco v případě střední porce tomu bylo naopak. Významně vyšší aktivita m. trapezius byla zjištěna také na straně dominantní/postižené a to ve srovnání s dominantní stranou u zdravých volejbalistů. Na základě získaných výsledků autoři upozorňují na možné narušení optimálního poměru skapulohumerálního rytmu a vyššímu riziku vzniku úrazů akutního charakteru i úrazů vznikajících z důvodu přetížení. Průměrně vyšší hodnoty svalové aktivity horní porce m. trapezius na dominantní straně během abdukce se u hráčů volejbalu ukázaly i v této diplomové práci, ukazující na pravděpodobnost vyšší reaktivity a zapojení svalu během pohybu dominantní končetiny související s jejím vyšším používáním během herních činností. V naší práci však nelze potvrdit nižší aktivitu dolní porce m. trapezius na dominantní straně, na rozdíl od práce Cools et al. (2007), což může být faktor potvrzující to, že žádná ze zkoumaných hráček neudávala v období probíhajícího měření bolesti či jiné symptomy upozorňující na možný výskyt patologie ramenního pletence. Statistické porovnání hodnot během pohybu do abdukce navíc neprokázalo významný rozdíl v zapojení svalů na dominantní a nedominantní straně, což může také poukazovat na srovnatelnost a nenarušené fungování obou ramenních pletenců, přestože dochází k dominantnímu nadužívání jedné horní končetiny během herní činnosti. Lze tedy předpokládat, že u zkoumaných hráček vyžaduje takto provedený pohyb do abdukce na obou horních končetinách velmi podobné svalové zapojení a souhru zkoumaných svalů, bez výraznějších stranových odchylek, které by mohly vést či případně indikovat poranění v oblasti komplexu ramenního pletence.

Mullington et al. (2009) provedli studii zaměřenou na zjištění asymetrické odpovědi svalů trupu vzhledem k perturbaci vyvolané zatížením natažené horní končetiny. V abdukované (90°) horní končetině byla držena nádoba, do které bylo náhodně aplikováno závaží o hmotnosti 1,25 kg. EMG signál byl zaznamenáván bilaterálně z mm. erectores spinae, m. rectus abdominis a m. deltoideus. Zatížení nádoby a snaha o udržení natažené horní končetiny ve výchozí pozici vyvolalo reakci v m. deltoideus a kontralaterálních svalech trupu. Vyvolaná

EMG aktivita kontralaterálních svalů trupu (vůči zatížené horní končetině) se nijak významně statisticky nelišila v případě zatížení levé či pravé končetiny. Byl zde však zaznamenán trend ve smyslu pomalejší svalové odpovědi pravostranných svalů trupu než levostranných (všichni vyšetřovaní byli praváci). Dále byl zaregistrován vyšší nástup svalové aktivity u svalů trupu na kontralaterální straně vůči dominantní horní končetině oproti straně nedominantní, ačkoliv v případě testování maximální svalové kontrakce tyto rozdíly nalezeny nebyly. Na základě zjištění existujícího rozdílu v timingu a velikosti reakce mezi pravou a levou stranou autoři naznačují možnost vlivu dominantní končetiny na reakce trupového svalstva během pohybu paží. Studie odhalila vzorec aktivace svalstva trupu vzhledem k aplikaci zátěže na nataženou horní končetinu, tento vzorec se liší u svalů zad kontralaterálně ležících vůči dominantní a nedominantní horní končetině.

Studie zaměřená na identifikaci konkrétních asymetrií byla provedena Mattes et al. (2018), kteří ji hodnotili na základě měření maximální síly, u poloprofesionálních volejbalistů a fitness sportovců. Skupina volejbalistů vykazovala symetrii svalové síly ve smyslu maximálního izometrického stisku ruky a síly extenze dolních končetin, ale asymetrii v případě izokinetické koncentrické síly rotace trupu. Konkrétně byla vyšší síla zaznamenána v případě rotace vpravo. Výsledná asymetrie může být důsledkem vzniku adaptace na technické podmínky hraní volejbalu, avšak zůstává nejasné, zda se může jednat také o příčinu vzniku poranění. Ve srovnání se skupinou fitness sportovců vykazovali volejbalisté asymetrii v síle rotace trupu 10 % a více, což je obecně považováno jakožto riziko vzniku poranění a tito hráči mohou být taktéž vystaveni vyššímu riziku vzniku bolestí dolní části zad. Asymetrie v oblasti trupu byla nalezena i v této diplomové práci, konkrétně ve fungování homolaterální části mm. erectores spinae bederní oblasti při návratu zatížené horní končetiny zpět z plné flexe. Vliv zde může hrát pravděpodobně odlišnost svalového fungování během kontroly pohybu, ve smyslu excentrické kontrakce, jelikož v pohybech zatížené horní končetiny do elevace (částečné či plné) statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní stranou nalezen nebyl.

V další části práce byly také porovnávány m. latissimus dorsi a mm. erectores spinae lumbální části zad dominantní a nedominantní strany za pomoci metody TMG. Využití TMG může, ve srovnání s metodou EMG, poskytovat nové informace, jelikož je schopna zhodnotit svalový profil daného sportovce, spíše než jejich specifické aktivační vzorce. Vyšetření pomocí TMG jsou pasivního charakteru, takže srovnání takto získaných výsledků s jinými hodnotícími metodami aktivního charakteru jsou problematická (Parmar, Scott, Brand

& Jones, 2020). Tato neinvazivní diagnostická metoda nevyžaduje žádné úsilí ze strany vyšetřovaného a může být zvláště užitečná k posouzení svalové tuhosti, mechanických vlastností a kontraktilní kapacity povrchových svalů jejich aktivací elektrickým stimulem kontrolované intenzity (Rodríguez-Ruiz et al., 2014). Rodríguez-Ruiz et al. (2012) uvádí, že použití metody TMG u vrcholových sportovců odhaluje existenci významných rozdílů vzhledem k rozdílnosti hráčských postů na hřišti, technice, postavení na hřišti nebo anamnéze prodělaných zranění. Na základě získaných dat ze vzorku hráčů plážového volejbalu autoři konstatují, že TMG lze považovat za velmi užitečnou techniku pro hodnocení svalové tuhosti a svalové rovnováhy u sportovců. Zdůrazňují však také fakt, že validita a reprodukovatelnost výsledků jsou podmíněny přísnými hodnotícími protokoly.

Metodu TMG pro zkoumání stranových rozdílů využili ve své studii García-García, Cancela-Carral a Huelin-Trillo (2015), kteří zkoumali parametry TMG, mimo jiné m. latissimus dorsi, u mužských a ženských kajakářů a žen ne-kajakářek a jejich rozdíly mezi pravou a levou stranou. Na základě výsledků se neprokázaly žádné statisticky významné rozdíly mezi pravou a levou stranou v žádném měřeném parametru. U mužů kajakářů byla však nalezena menší stranová symetrie m. latissimus dorsi než v případě žen kajakářek. Při srovnávání obou ženských skupin bylo také zjištěno, že kajakářky vykazují v případě m. latissimus dorsi vyšší hodnotu parametru Tc. Statisticky významná rozdílnost mezi dominantním a nedominantním m. latissimus dorsi nebyla nalezena ani v této práci u hráček volejbalu, a to v žádném zkoumaném parametru. Průměr naměřených hodnot obou zkoumaných parametrů byl pozorován vyšší na dominantní straně.

Studie, kterou provedli López-Fernández et al. (2020), se zaměřovala na hodnocení morfologické, funkční a neuromuskulární asymetrie svalů dolních končetin u 29 hráčů futsalu různé soutěžní úrovně, kde byly také pomocí TMG hodnoceny kontraktilní vlastnosti m. biceps femoris a m. rectus femoris dominantní a nedominantní končetiny. U hráčů hrajících na elitní úrovni nebyly zjištěny žádné významné asymetrie v prováděných testech, zatímco u hráčů nižší úrovně byla, kromě významné bilaterální morfologické asymetrie (zastoupení tukové hmoty), nalezena také asymetrie neuromuskulárního charakteru – konkrétně na základě zjištěných hodnot parametru Td u m. rectus femoris. V případě tohoto parametru byly zjištěny vyšší hodnoty na nedominantní končetině než v případě hráčů elitní úrovně a také výraznější stranová asymetrie (López-Fernández et al., 2020). Obdobná studie byla provedena i na vzorku volejbalových hráčů a hráček. Cílem této studie byla analýza rozdílu mechanických vlastností a odezvy vybraných svalů podílejících se na stabilizaci kolenního kloubu u 47 elitních

volejbalistů a volejbalistek za pomoci TMG. Ve studii byly v případě volejbalistů nalezeny významné rozdíly mezi pravým a levým m. vastus lateralis u hodnoty označené jako normalizovaná rychlost svalové odezvy V_{rn} (představující vztah mezi hodnotami D_m a T_c – vztah mezi rozdílem v radiálnímu posunutí svalového bříška mezi 10 % a 90 % D_m a zvýšením doby svalové kontrakce T_c), zatímco u žen byla na základě naměřených hodnot zjištěna větší stranová svalová dysbalance u m. vastus medialis, m. rectus femoris a m. biceps femoris. Zjištěné rozdíly autoři přisuzují specifickým herním dovednostem související s hraním volejbalu (Rodríguez-Ruiz et al., 2012).

Další studie zaměřená na hodnocení svalstva dolních končetin volejbalistů a volejbalistek byla provedena Rodríguez-Ruiz et al. (2014). Cílem této studie bylo zhodnocení normalizované rychlosti svalové odezvy (V_{rn}) flexorů a extenzorů kolenního kloubu pomocí TMG a současně analýza svalové odezvy m. vastus medialis a lateralis, m. rectus femoris a m. biceps femoris na základě hráčské pozice. Výzkumný vzorek obsahoval 166 hráčů a hráček volejbalu z 8 mužských a 8 ženských španělských superligových týmů. Byly nalezeny rozdíly mezi V_{rn} u všech zkoumaných svalů bez ohledu na pohlaví. Zdá se, že větší rozdíly v parametru V_{rn} se nachází u mužů než u žen, a také u nahrávačů, liber a smečářů ve srovnání s blokaři. Tyto výsledky by mohly poukazovat na rozdíly ve fyzické a technické náročnosti jednotlivých hráčských pozic a zlepšenou rovnovážnou reakci flexorového a extenzorového aparátu u mužských hráčů.

Za pomoci TMG byly u 31 elitních hráčů a hráček volejbalu vyšetřeny i kontraktilní vlastnosti svalstva v okolí ramenního pletence. Bilaterálně byly hodnoceny kontraktilní vlastnosti přední a zadní porce m. deltoideus, m. biceps brachii a horní porce m. trapezius. Hlavní výsledky studie ukazují, že bez ohledu na herní pozici či dominanci horní končetiny, kontraktilní vlastnosti vybraných svalů nevykazují v případě elitních volejbalistů a volejbalistek žádné významné rozdíly (Parmar et al., 2020).

Metodou TMG byly u zdravých jedinců zkoumány a pozorovány také pohlavní rozdíly ve svalové tuhosti a kontraktilních vlastnostech lumbální části mm. erectores spinae. Ve studii byl zaznamenán u sledovaných parametrů TMG významný vliv pohlaví na naměřené hodnoty parametrů, jelikož u žen byly naměřeny průměrně nižší hodnoty v porovnání s muži. Získaná data naznačují, že zjištěné rozdíly nelze přičíst výlučně antropometrickým rozdílům, ale mohou souviset s vnitřními rozdíly ve vlastnostech kosterního svalstva souvisejícími s pohlavím. Autoři byli schopni bilaterálně pozorovat odlišnost ve svalové kontraktilitě lumbální části mm. erectores spinae mezi zdravými jedinci ženského a mužského pohlaví (Lohr, Schmidt,

Braumann, Reer & Medina-Porqueres, 2020). Studii monitorující kontraktální a mechanické vlastnosti mm. erectores spinae provedli Lohr, Braumann, Reer, Schroeder a Schmidt (2018) na vzorku 24 zdravých žen a mužů. Jejich cílem bylo zhodnocení reliability parametrů dvou neinvazivních zařízení (TMG a MyotonPRO). U metody TMG byly hodnoceny parametry Dm, Tc a Vc (velocity of contraction – rychlost svalové kontrakce). Získané výsledky ukázaly v případě Dm a Tc dva trendy, kdy parametr Dm představoval vynikající relativní reliability, ale relativně špatnou absolutní reliability. V případě Tc se ukázala přijatelná úroveň absolutní reliability. Obecně se ukazuje, že absolutní a relativní reliability obou zařízení vykazuje dobré až vynikající výsledky v případě měření lumbální porce mm. erectores spinae.

Poslední zkoumanou komponentou práce byla lateroflexe páteře, která byla hodnocena za pomoci využití systému Backscan®. Lateroflexe trupu je předpokladem pro různé funkční činnosti každodenního života. Studie provedená Sung, Danial a Lee (2016), jejíž cílem bylo úhlové porovnání kinematiky různých částí páteře ve třech rovinách během lateroflexe s ohledem na stranovou dominanci u jednotlivců s opakovaně se vyskytujícími bolestmi spodní části zad a jedinců bez těchto obtíží, ukázala, že u skupiny udávající bolesti dochází během pohybu ke specifické kompenzační strategii. Pozorována byla zvýšená rotace horní části hrudníku na dominantní i nedominantní stranu, zvýšená rotace bederní páteře na dominantní stranu a celkově menší rozsah lateroflexe v horní části hrudníku. Autoři na základě výsledků podporují význam vlivu dominance na kontrolu lateroflexe trupu. Z výsledků této diplomové práce na základě měření pohybu do lateroflexe systémem Backscan® vyplývá, že u hráček volejbalu existuje významný rozdíl při lateroflexi vlevo a vpravo, přičemž u většiny hráček byl nezávisle např. na dominantní horní končetinu, pozorován větší rozsah do lateroflexe vpravo. Tento zjištěný rozdíl může souviset zejména s opakovaným asymetrickým zatížením zad během smečování. Dalo by se tedy předpokládat, že rozdílnost by mohla být výraznější u jednotlivých hráčských postů např. u smečařů, což však tato práce nehodnotila.

Livanelioglu, Kaya, Nabyev, Demirkiran a Firat (2016) porovnávali validitu a reliability měření Cobbova úhlu klasickou metodou a použitím zařízení Spinal Mouse u 51 dětí s adolescentní idiopatickou skoliózou. Měření pomocí Spinal Mouse bylo provedeno dvěma různými vyšetřujícími s rozdílnými klinickými zkušenostmi. Výsledná data z měření přístrojem Spinal Mouse vykazují podobnou chybovost ve srovnání s hodnocením rentgenových snímků, což demonstruje validitu tohoto zařízení jako možné alternativní metody, která lze být spolehlivě použita v klinické praxi pro hodnocení páteře u těchto pacientů. Topalidou et al. (2014) provedli studii, jejíž účelem bylo určit na základě opakovaného testu reliability nového

zařízení Spinal Mouse pro hodnocení zakřivení, pohyblivosti a funkčnosti páteře. Výsledky ukázaly, že zařízení vykazuje vynikající úroveň reliability při měření v sagitální rovině, lechce horší se ukázaly výsledky při hodnocení zakřivení, deformace a pohyblivosti páteře v rovině frontální.

Zařízení Spinal Mouse bylo využito také jakožto hodnotící metoda v prospektivní studii zaměřené na zhodnocení morfologie a mobility páteře u pacientů se zlomeninami obratlů, kteří podstoupili perkutánní balónkovou kyfoplastiku s nebo bez fixace, a kontrolní skupiny zdravých osob. Hodnoceno bylo zakřivení a pohyblivost páteře v sagitální i frontální rovině a měření byla zaznamenávána po 15 dnech, 3, 6 a 12 měsících po operaci. Co se týká hodnocení výsledků měření v sagitální rovině, statisticky významný nárůst byl zaznamenán po 3 měsících a to konkrétně v zakřivení bederní části páteře, úhlu mezi pánví a páteří a celkové inklinaci trupu. Ve frontální rovině byla většina zlepšení zaznamenána po 6 měsících a dále pak po 12 měsících, což dle autorů naznačuje nižší míru výskytu zlepšení ve srovnání s rovinou frontální (Topalidou, Tzagarakis, Balalis, Ziogas & Papaioannou, 2015).

Výsledky této diplomové práce mohou být ovlivněny určitými limity. K limitům práce lze z hlediska využití metody EMG zařadit tzv. „cross-talk“ z okolních svalů. Tento fenomén, jak popisuje De Luca (1997), může narušovat snímání signál námi sledovaného svalu a vést tak k mylné interpretaci i přesto, že je dodrženo adekvátní umístění elektrod na střední linii svalového bříška požadovaného svalu.

Dalším limitem může být, kromě neexistence kontrolní skupiny, také malý výzkumný vzorek volejbalistek, z nichž navíc byla většina z nich tvořena dominantně pravačkami. Co se týče metody TMG, pozorovaným limitem byla subjektivně zvýšená citlivost a nepříjemnost vzhledem ke zvyšující se intenzitě stimulu za účelem vyvolání optimální svalové odpovědi. Z tohoto důvodu existuje určitá pravděpodobnost, že u některých vyšetřovaných nemuselo být při zvolené intenzitě stimulu dosaženo požadované velikosti amplitudy a tedy submaximální svalové odpovědi.

V případě systému Backscan® lze za limitující prvek považovat výše uvedenou možnost skluzu hardwarového zařízení u hubenějších osob během snímání páteře při lateroflexi. Samostatnou otázkou se zdá být již dříve zmiňovaná validita a reliability zařízení, jelikož existuje pouze omezené množství odborných studií využívající k hodnocení páteře zařízení tohoto typu, zejména pro měření v rovině frontální. I z toho důvodu lze tuto část diplomové

práce a její výsledky považovat za pilotní a v budoucnu je třeba na větším vzorku osob ověřit jejich platnost.

7 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo zhodnocení a srovnání svalové aktivity vybraných svalů trupu (konkrétně m. trapezius pars descendens a pars ascendens, m. latissimus dorsi a lumbální část mm. erectores spinae) při flexi a abdukci dominantní a nedominantní horní končetiny. Pro objektivizaci bylo využito metody povrchové elektromyografie, jakožto vhodného nástroje pro rozlišení vlastností dominantní a nedominantní končetiny (Bagesteiro & Sainburg, 2002). Zajímá nás rozdíl v intenzitě (mean) zapojení svalů na dominantní a nedominantní straně trupu v souvislosti s pohybem horní končetiny na dané straně do elevace a následném jejím pohybu zpět jak ve frontální, tak v sagitální rovině. Dílčí cíle byly zaměřeny na porovnání vybraných svalů trupu dominantní a nedominantní strany pomocí tensiomyografie a zhodnocení lateroflexe páteře systémem Backscan®.

Ze získaných výsledků lze vyvodit tyto závěry:

- Intenzita zapojení vybraných svalů trupu se při flexi horní končetiny do 90° a z flexe 90° do 180° se s ohledem na stranovou dominanci statisticky významně neliší.
- Při abdukci horní končetiny do 90° a z abdukce 90° do 180° se intenzita zapojení vybraných svalů trupu s ohledem na stranovou dominanci statisticky významně neliší.
- Intenzita zapojení vybraných svalů trupu se při pohybu z maximální flexe horní končetiny zpět do výchozího (nulového) postavení, s ohledem na stranovou dominanci, významně statisticky liší v případě lumbální části mm. erectores spinae. U zbývajících zkoumaných svalů nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly.
- V případě porovnávání svalových vlastností mm. erectores spinae a m. latissimus dorsi dominantní a nedominantní strany pomocí metody TMG nebyly ve zkoumaných parametrem Tc a Tr zjištěny žádné statisticky významné rozdíly.
- Statisticky významné rozdíly byly nalezeny při hodnocení lateroflexe páteře systémem Backscan® při pohybu vlevo a vpravo.

8 SOUHRN

Charakter hraní volejbalu s sebou přináší často extrémní, asymetrické a především opakující se pohyby zejména horních končetin nad úrovní hlavy a také dolní části páteře. Tyto herně specifické pohyby v extrémních kloubních pozicích vytváří enormní zátěž na svalově kloubní aparát v oblasti ramenního pletence i páteře, jejichž následkem může být vznik kloubní nestability či bolesti plynoucí z nesprávné kinematiky. Stranová asymetrie předpokládá vznik asymetrického silové působení mezi dominantní a nedominantní končetinou a rozvoj asymetrických svalových vzorců vedoucích k různým patologiím. Včasná detekce těchto asymetrií již v počátečních stádiích je proto důležitou součástí prevence.

V teoretické části práce je uveden přehled funkčních anatomických vztahů komplexu ramenního pletence a trupu, samostatnou kapitolu tvoří charakteristika volejbalu a zejména jeho vliv a dopady na pohybový aparát. V dalších kapitolách jsou následně charakterizovány metody povrchové elektromyografie, tensiomyografie a systém Backscan®, které byly v této práci použity.

Výzkumný soubor tvořilo 15 hráček volejbalu ze dvou týmů, které aktivně provozují volejbal v průměru 11 let. Průměrný věk hráček byl 22 let. Měření a vyšetření probíhalo v prostorách RRR centra a částečně v prostorách Aplikačního centra BALUO v Olomouci.

V této diplomové práci byla snímána svalová aktivita vybraných svalů pomocí povrchové elektromyografie. Sledovány byly m. trapezius pars descendens a ascendens, m. latissimus dorsi a mm. erectores spinae lumbální oblasti zad při pohybech dominantní či nedominantní horní končetiny s 3kg zátěží do abdukce nebo flexe a zpět. Hodnotila se intenzita zapojení těchto svalů ve vybraných fázích jednotlivých pohybů a bilaterální srovnání v souvislosti s dominantní a nedominantní stranou. Výsledky ukázaly, že u zkoumaných svalů neexistuje statisticky významný rozdíl mezi intenzitou zapojení na dominantní a nedominantní straně během elevačního pohybu dané horní končetiny se zátěží. Výjimku tvoří lumbální část mm. erectores spinae během pohybu z maximální flexe zpět do výchozího postavení končetiny, kde v tomto případě byl nalezen statisticky významný rozdíl.

Další část práce využila k hodnocení rozdílů mezi dominantní a nedominantní stranou metodu tensiomyografie, kterou byly vyšetřeny m. latissimus dorsi a mm. erectores spinae lumbální části zad. Na základě porovnání výsledků hodnocených parametrů nelze říci, že by

existoval významný rozdíl v kontraktilních vlastnostech svalů vzhledem ke stranové dominanci.

Poslední část práce hodnotila pohyb páteře do lateroflexe s využitím systému Backscan®. Stranové srovnání ukázalo statisticky významné rozdíly, které mohou souviset s charakterem opakovaného lateralizovaného pohybu trupu během hry. V dalších pracích je však nezbytné se zaměřit na spolehlivost získaných dat tímto vyšetřením a případně výsledky opakovaně potvrdit na větším vzorku hráčů.

9 SUMMARY

Volleyball is a game of specific nature, often requiring extreme, asymmetrical and above all repetitive movements of the low back and upper limbs above the head. These specific game movements in extreme joint positions put an enormous strain on the musculoskeletal system in the area of the pectoral girdle and the spine, which may result in joint instability or pain resulting from incorrect kinematics. Side-to-side asymmetry assumes asymmetric force application between the dominant and the non-dominant limb and development of asymmetric force patterns leading to various pathologies. Therefore, detection of these asymmetries at an early stage is an integral part of prevention.

The theoretical part of the thesis gives an overview of functional anatomical relations between the pectoral girdle and the trunk. The characteristics of volleyball and its influence and impact on the musculoskeletal system in particular are listed in an individual chapter. Subsequent chapters define methods of surface electromyography, tensiomyography and Backscan® system that were used in the research.

The research group consisted of 15 female volleyball players from two teams who have been actively playing volleyball for approximately 11 years. The average age of the players was 22 years. Measurements and examinations took place in the RRR Centrum and partially also in BALUO Application Center in Olomouc.

In the thesis, muscular activity of selected muscles was scanned using the method of surface electromyography. *M. trapezius* (pars descendens and ascendens), *m. latissimus dorsi* and *mm. erectores spinae* in the lumbar region of the back were scanned when moving the dominant or the non-dominant upper limb with 3kg weight to abduction or flexion and back. Contraction intensity in these muscles in selected movement phases was evaluated and bilaterally compared in relation to the dominant and non-dominant side. Results showed that regarding the examined muscles, there isn't any statistically significant difference between contraction intensities of the dominant and non-dominant side during the elevation movement made by the examined weight-bearing limb. An exception is the lumbar part of *mm. erectores spinae* when moving from the maximum flexion back to the initial position of the limb. In this case, a statistically significant difference was detected.

Another part of the thesis evaluated differences between the dominant and non-dominant side using the method of tensiomyography, examining *m. latissimus dorsi* and *mm. erectores*

spinae in the lumbar region of the back. Based on the comparison of results of evaluated parameters, it cannot be said that there is a significant difference between contractile qualities of the muscles regarding the side-to-side dominance.

The last part of the thesis evaluated a spine movement to lateroflexion using the Backscan® system. Side comparison showed statistically significant differences that may be related to the repeated lateralized movement of the trunk during the game. However, subsequent theses need to focus on reliability of the data obtained in this examination and confirm eventual results on a larger sample of players.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Anonymous a (n.d.). *Product Catalog mobee 360*. <https://www.mobee.de/wp-content/uploads/V-Product-catalog-mobee-360-260-EN.pdf>.
- Anonymous b (n.d.). <https://www.mobee.de/en/products/mobee-spine/>.
- Anonymous c (n.d.). <http://www.seniam.org/>.
- Bagesteiro, L. B., & Sainburg, R. L. (2002). Handedness: dominant arm advantages in control of limb dynamics. *Journal of Neurophysiology*, 88(5), 2408-2421.
- Bareš, M. (2000). Neurofyziologické vyšetřovací metody v klinické neurologické praxi. *Neurologie pro praxi*, 1(1), 8-11.
- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Briner, W. W., & Benjamin, H. J. (1999). Volleyball Injuries, *The Physician and Sportsmedicine*, 27(3), 48-60.
- Císař, V. (2005). *Volejbal: technika a taktika hry: průpravná cvičení*. Grada Publishing.
- Contemori, S., & Biscarini, A. (2019). Isolated Infraspinatus Atrophy Secondary to Suprascapular Nerve Neuropathy Results in Altered Shoulder Muscles Activity. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(3), 219-228.
- Cools, A. M., Declercq, G. A., Cambier, D. C., Mahieu, N. N., & Witvrouw, E. E. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 17(1), 25-33.
- Čapek, L., Hájek, P., & Henyš, P. (2018). *Biomechanika člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Čihák, R. (2011). *Anatomie*. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.
- Demir, E., Guzel, N. A., Cobanoglu, G., & Kafa, N. (2020). The reliability of measurements with the spinal mouse device in frontal and sagittal planes in asymptomatic female adolescents. *The Annals of Clinical and Analytical Medicine* 11(2), 146-149.

- Diederichsen, L. P., Nørregaard, J., Dyhre-Poulsen, P., Winther, A., Tufekovic, G., Bandholm, T., Rasmussen, L. R., & Krogsgaard, M. (2007). The effect of handedness on electromyographic activity of human shoulder muscles during movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(4), 410-419.
- Ditroilo, M., Smith, I. J., Fairweather, M. M., & Hunter, A. M. (2013). Long-term stability of tensiomyography measured under different muscle conditions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(3), 558-563.
- Eerkes, K. (2012). Volleyball Injuries. *Current Sports Medicine Reports*, 11(5), 251-256.
- Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder Muscle Recruitment Patterns and Related Biomechanics during Upper Extremity Sports. *Sports Medicine*, 39(7), 569-590.
- Faria, C. D., Teixeira-Salmela, L. F., Goulart, F. R., & Gomes, P. F. (2008). Comparisons of electromyographic activity of scapular muscles between elevation and lowering of the arms. *Physiotherapy Theory and Practice*, 24(5), 360-371.
- García-García O, Cancela-Carral J. M., & Huelin-Trillo, F. (2015). Neuromuscular profile of top-level women kayakers assessed through tensiomyography. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(3), 844-53.
- García-García, O., Cuba-Dorado, A., Álvarez-Yates, T., Carballo-López, J., & Iglesias-Caamaño, M. (2019). Clinical utility of tensiomyography for muscle function analysis in athletes. *Journal of Sports Medicine*, 10, 49-69.
- Hadzic V., Sattler, T., Veselko, M., Markovic, G., & Dervisevic, E. (2014). Strength asymmetry of the shoulders in elite volleyball players. *Journal of Athletic Training*, 49(3), 338-44.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 10(5), 361-374.
- Hosseinimehr, S. H., Anbarian, M., Norasteh, A. A., Fardmal, J., & Khosravi, M. T. (2015). The comparison of scapular upward rotation and scapulohumeral rhythm between dominant and non-dominant shoulder in male overhead athletes and non-athletes. *Manual Therapy*, 20(6), 758-762.
- Janda, V. (2004). *Svalové funkční testy: kniha obsahuje 401 obrázků a 65 tabulek*. Praha: Grada.

- Jee H., & Park, J. (2019). Comparative Analyses of the Dominant and Non-Dominant Upper Limbs during the Abduction and Adduction Motions. *Iranian Journal of Public Health*, 48(10), 1768-1776.
- Kapandji, A. I., & Poilleux, F. (1982). *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints* (5th ed, přeložil Louis HONORÉ, Volume 1, Upper limb). Churchill Livingstone.
- Karagiannakis, D., Athanasopoulos, S., & Mandalidis, D. (2017). Scapular muscles' activity in female volleyball players with scapular asymmetry in the resting position. *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 22(3), 580-585.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Kolářová, B. (2012). *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. Olomouc: EZ Centrum.
- Krobot, A., & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Livanelioglu, A., Kaya, F., Nabiyeu, V., Demirkiran, G., & Firat, T. (2016). The validity and reliability of "Spinal Mouse" assessment of spinal curvatures in the frontal plane in pediatric adolescent idiopathic thoraco-lumbar curves. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 25(2), 476–482.
- Lohr, C., Braumann, K. M., Reer, R., Schroeder, J., & Schmidt, T. (2018). Reliability of tensiomyography and myotonometry in detecting mechanical and contractile characteristics of the lumbar erector spinae in healthy volunteers. *European journal of applied physiology*, 118(7), 1349–1359.
- Lohr, C., Schmidt, T., Braumann, K. M., Reer, R., & Medina-Porqueres, I. (2020). Sex-Based Differences in Tensiomyography as Assessed in the Lower Erector Spinae of Healthy Participants: An Observational Study. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, 12(4), 341–346.
- López-Fernández J., García-Unanue J., Sánchez-Sánchez J., Colino E., Hernando E., & Gallardo L. (2020). Bilateral Asymmetries Assessment in Elite and Sub-Elite Male Futsal Players. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(9), 3169.

- Marques, M. C., van den Tillaar, R., Gabbett, T. J., Reis, V. M., & González-Badillo, J. J. (2009). Physical Fitness Qualities of Professional Volleyball Players: Determination of Positional Differences. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(4), 1106-1111.
- Martín-Rodríguez, S., Alentorn-Geli, E., Tous-Fajardo, J., Samuelsson, K., Marín, M., Álvarez-Díaz, P., & Cugat, R. (2017b). Is tensiomyography a useful assessment tool in sports medicine? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 25(12), 3980-3981.
- Martín-Rodríguez, S., Loturco, I., Hunter, A. M., Rodríguez-Ruiz, D., & Munguia-Izquierdo, D. (2017a). Reliability and Measurement Error of Tensiomyography to Assess Mechanical Muscle Function. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(12), 3524-3536.
- Matsuki, K., Matsuki, K. O., Mu, S., Yamaguchi, S., Ochiai, N., Sasho, T., Sugaya, H., Toyone, T., Wada, Y., Takahashi, K., & Banks, S. A. (2011). In vivo 3-dimensional analysis of scapular kinematics: comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 20(4), 659-665.
- Mattes, K., Wollesen, B., & Manzer, S. (2018). Asymmetries of Maximum Trunk, Hand, and Leg Strength in Comparison to Volleyball and Fitness Athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 32(1), 57-65.
- Mizoguchi, Y., Akasaka, K., Otsudo, T., & Hall, T. (2019). Factors associated with low back pain in elite high school volleyball players. *Journal of Physical Therapy Science*, 31(8), 675-681.
- Mullington, C. J., Klungarvuth, L., Catley, M., McGregor, A. H., & Strutton, P. H. (2009). Trunk muscle responses following unpredictable loading of an abducted arm. *Gait & Posture*, 30(2), 181-186.
- Park, S. (2020). Theory and usage of tensiomyography and the analysis method for the patient with low back pain. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 16(4), 325-331.
- Parmar, A., Scott, M., Brand, C., & Jones, T. W. (2020). AN ASSESSMENT OF THE CONTRACTILE PROPERTIES OF THE SHOULDER MUSCULATURE IN ELITE VOLLEYBALL PLAYERS USING TENSIOMYOGRAPHY. *International journal of sports physical therapy*, 15(6), 1099–1109.
- Reeser, J. C, Joy, E. A., Porucznik, C. A., Berg, R. L., Colliver, E. B., & Willick, S. E. (2010). Risk Factors for Volleyball-Related Shoulder Pain and Dysfunction. *PM&R*, 2(1), 27-36.

- Rodríguez-Ruiz, D., Díez-Vega, I., Rodríguez-Matoso, D., Fernández-del-Valle, M., Sagastume, R., & Molina, J. J. (2014). Analysis of the response speed of musculature of the knee in professional male and female volleyball players. *BioMed research international*, 2014, 239708.
- Rodríguez-Ruiz, D., Rodríguez-Matoso, D., Quiroga, M. E., Sarmiento, S., García-Manso, J. M., & Da Silva-Grigoletto, M. E. (2012). Study of mechanical characteristics of the knee extensor and flexor musculature of volleyball players, *European Journal of Sport Science*, 12(5), 399-407.
- Rodríguez-Ruiz, D., Quiroga, M. E., Rodríguez Matoso, D., Sarmiento, S., Losa-Reyna, J., de Saá Guerra, Y., Perdomo, G., & García-Manso, J. M. (2012). The tensiomyography used for evaluating high level beach volleyball players. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 18(2), 95-99.
- Seminati, E., Marzari, A., Vacondio, O., & Minetti, A. E. (2015). Shoulder 3D range of motion and humerus rotation in two volleyball spike techniques: injury prevention and performance. *Sports Biomechanics*, 14(2), 216-231.
- Seminati, E., & Minetti, A. E. (2013). Overuse in volleyball training/practice: A review on shoulder and spine-related injuries. *European Journal of Sport Science*, 13(6), 732-743.
- Sung, P. S., Danial, P., & Lee, D. C. (2016). Comparison of the different kinematic patterns during lateral bending between subjects with and without recurrent low back pain. *Clinical biomechanics*, 38, 50–55.
- Topalidou, A., Tzagarakis, G., Balalis, K., Ziogas, K., & Papaioannou, A. (2015). Sagittal and Frontal Plane Evaluation of the Whole Spine and Clinical Outcomes after Vertebral Fractures. *Advances in orthopedics*, 2015, 1-9.
- Topalidou, A., Tzagarakis, G., Souvatzis, X., Kontakis, G., & Katonis, P. (2014). Evaluation of the reliability of a new non-invasive method for assessing the functionality and mobility of the spine. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 16(1), 117–124.
- Tous-Fajardo, J., Moras, G., Rodríguez-Jiménez, S., Usach, R., Doutres, D. M., & Maffiuletti, N. A. (2010). Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(4), 761-766.

- Tsuruike, M., & Ellenbecker, T. S. (2016). Adaptation of muscle activity in scapular dyskinesis test for collegiate baseball players. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(10):1583-1591.
- Vavák, M. (2011). *Volejbal: kondiční příprava*. Praha: Grada.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2. Praha: Triton.
- Yoshizaki K., Hamada J., Tamai K., Sahara R., Fujiwara T., & Fujimoto T. (2009). Analysis of the scapulohumeral rhythm and electromyography of the shoulder muscles during elevation and lowering: comparison of dominant and nondominant shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18(5), 756-763.

11 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

- Příloha 1 Základní vzor vyšetřovacího protokolu
- Příloha 2 Vyjádření Etické komise FTK UP
- Příloha 3 Informovaný souhlas pro hráčky starší 18 let
- Příloha 4 Informovaný souhlas pro hráčky mladší 18 let
- Příloha 5 Potvrzení o překladu

Příloha 1. Základní vzor vyšetřovacího protokolu

ANAMNÉZA

Jméno a příjmení:

Věk:

Klub:

Výška:

Váha:

Jak dlouho hraje volejbal:

Dominantní horní končetina:

Hrací post: nahrávač (setter)/smečář (hitter)/blokař (blocker)/diagonální hráč/libero

Úrazy, operace, obtíže:

	Charakter	Lokalita	Datum	Počet	Další poznámky
úraz					
operace					
bolest					

ASPEKCE

Hlava	Přítomno 1	Nepřítomno 0
Předsun		
Reklinace		
Lateroflexe		
Rotace		
Ramena	Přítomno 1	Nepřítomno 0
Protrakce (levé)		
Protrakce (pravé)		
Elevace (levé)		
Elevace (pravé)		
Rotace dolního úhlu (levá)		

Rotace dolního úhlu (pravá)		
Prominence margo medialis		
Prominence dolního úhlu		
Pánev	Přítomno 1	Nepřítomno 0
Anteverze		
Sešikmení (vlevo kraniálně)		
Sešikmení (vpravo kraniálně)		
Torze (Pravá SIPS výše)		
Torze (Levá SIPS níže)		
Shift pánve		
Páteř	Přítomno 1	Nepřítomno 0
Skoliotické zakřivení		
Hyperkyfóza		
Hyperlordóza		
Oploštělá Th páteř		
Inverzní křivka páteře		
DKK	Přítomno 1	Nepřítomno 0
Symetrie infragluteálních rýh		
Rotace v kyčlích		
Valgozita kolen		
Varozita kolen		
Hyperextenze kolen		
Valgozita kotníků		
Plochožítí		
Hallux valgus		

Příloha 2. Vyjádření Etické komise FTK UP



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 16.1.2020 byl projekt diplomové práce

autorky: **Bc. Pavlína Stojaspalová**

s názvem **Hodnocení svalové aktivity trupu volejbalistek při flexi a abdukci
horních končetin pomocí poly-EMG**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **35/2020**

dne: **27. 2. 2020**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009
www.ftk.upol.cz

Příloha 3. Informovaný souhlas pro hráčky starší 18 let

Informovaný souhlas

Název studie (projektu):

**Hodnocení svalové aktivity trupu volejbalistek při flexi a abdukci horních končetin pomocí poly-
EMG**

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let (v případě nezletilosti zúčastněné(ho) stvrzuje souhlas s účastí na studii zákonný zástupce nezletilé(ho)).
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka/zákonného zástupce:

Podpis řešitele:

Datum:

Datum:

Příloha 4. Informovaný souhlas pro hráčky mladší 18 let

INFORMOVANÝ SOUHLAS

Souhlasím s účastí svého dítěte.....ve výzkumu
diplomové práce:

Hodnocení svalové aktivity trupu volejbalistek při flexi a abdukci horních končetin
pomocí poly-EMG

V této diplomové práci bude studentkami magisterského studia Fyzioterapie Fakulty tělesné kultury zkoumána a hodnocena svalová aktivita trupu u volejbalistek.

Hráčky volejbalu budou podrobeny kineziologickému rozboru a následně baterii testů: testy hypermobility, testy hlubokého stabilizačního systému, testy na instabilitu ramenního kloubu, Functional Reach Test, poly-EMG vyšetření, tensiomyografické vyšetření a BackScan. Získaná data budou statisticky vyhodnocena a porovnána pro určení stranových odchylek.

Při zařazení do studie budou osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Účast ve studii je dobrovolná.

Jméno a příjmení zákonného zástupce.....

Podpis zákonného zástupce.....

Datum.....

Příloha 5. Potvrzení o překladu

Já, Lucie Olešová, tímto potvrzuji, že text překladu Souhrnu a Abstraktu z českého do anglického jazyka odpovídá originálu.

V Brně dne 12. 4. 2021

Lucie Olešová

A handwritten signature in black ink, consisting of a large, stylized 'L' followed by a cursive 'e' and a final flourish.