

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

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

Diplomová práce  
(Magisterská)

Autor: Bc. Kateřina Hájková, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Amr Zaatar, Ph.D.

Olomouc 2021

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Kateřina Hájková

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

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

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

**Rok obhajoby magisterské práce:** 2021

**Abstrakt:** Cílem této práce bylo zhodnotit symetrii svalové aktivity horních končetin u volejbalistek pomocí povrchové poly-elektromyografie (poly-EMG) a tensiomyografie (TMG). Dále byla provedena doplňující vyšetření, která zahrnovala testy hypermobility dle Jandy, testy posturální stabilizace dle Koláře, testy hodnotící stabilitu ramenního kloubu a vyšetření aspekci. Výzkumnou skupinu tvořilo 15 extraligových volejbalistek ve věku od 17 do 31 let. Průměrný věk hráček byl  $21,7 \pm 4,12$ . Volejbalu se věnují v průměru 11,1 let. Elektromyograficky byly vyšetřovány a bilaterálně srovnávány 4 svaly ramenního pletence: musculus pectoralis major, m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. infraspinatus, a to při pohybu paže do flexe, abdukce a zpět do připažení. Pro statistické vyhodnocení byl použit parametr mean amplitude. Tensiomyograficky byly zjišťovány a bilaterálně porovnávány kontraktilní vlastnosti m. biceps brachii a m. triceps brachii. Sledovány byly parametry Tc (čas kontrakce) a Tr (čas relaxace). Z výsledku studie vyplývá, že v našem výzkumném vzorku existuje rozdíl v izotonické svalové aktivitě mezi dominantní a nedominantní paží. Statisticky významné odlišnosti byly nalezeny u m. triceps brachii během flexe i abdukce paže od  $90^\circ$  do  $180^\circ$ , a také během návratu z maximální flexe i abdukce do připažení. Asymetrie byla prokázána také u m. biceps brachii během pohybu z výchozí pozice do  $180^\circ$  flexe. Statisticky významný stranový rozdíl izometrické kontrakce u m. biceps brachii a m. triceps brachii měřené pomocí TMG prokázán nebyl.

**Klíčová slova:** poly-EMG, volejbal, asymetrie, svalová aktivita, horní končetiny

Souhlasím s půjčováním mé diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Bc. Kateřina Hájková

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

**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 thesis was to assess the symmetry of muscular activity in volleyball players' upper limbs using a method of surface poly-electromyography (poly-EMG) and tensiomyography (TMG). Furthermore, additional examinations were carried out including Janda hypermobility tests, Kolář postural stability tests, tests assessing the stability of the shoulder joint and visual tests. The research group consisted of 15 Extraliga female volleyball players aged from 17 to 31 years. The average age of the players was  $21.7 \pm 4.12$ . They have been actively playing volleyball for approximately 11.1 years. Four muscles of the pectoral girdle were examined electromyographically and compared bilaterally: musculus pectoralis major, m. biceps brachii, m. triceps brachii and m. infraspinatus during the movement of the arm to flexion, abduction and back to the side. The mean amplitude parameter was used for statistic evaluation. Contractile characteristics of biceps brachii and m. triceps brachii were determined tensiomyographically and compared bilaterally. Parameters of Tc (time of contraction) and Tr (time of relaxation) were monitored. The results of the study show that there is a difference in isotonic muscular activity between the dominant and the non-dominant arm in our research group. Statistically significant differences were detected in m. triceps brachii in both flexion and abduction of the arm from  $90^\circ$  to  $180^\circ$  and also when returning from maximum flexion and abduction to the side. Asymmetry was also detected in m. biceps brachii during the movement from the starting position to  $180^\circ$  flexion. A statistically significant side difference in isometric contraction in m. biceps brachii and m. triceps brachii measured with TMG wasn't detected.

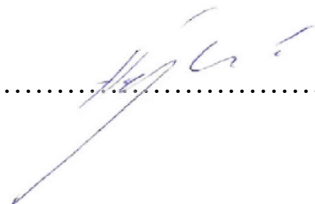
**Key words:** poly-EMG, volleyball, asymmetry, muscle activity, upper limbs

I agree with the lending of my diploma thesis within the library services.

**Prohlášení:**

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

V Olomouci, dne 28. 4. 2021 .....



**Poděkování:**

Děkuji Mgr. Amru Zaatarovi za cenné rady a profesionální vedení mé diplomové práce a také RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistickou analýzu dat. Dále děkuji oběma volejbalovým týmům za jejich ochotu ke spolupráci a věnovaný čas.

# OBSAH

SEZNAM ZKRATEK.....	11
1 ÚVOD.....	12
2 PŘEHLED POZNATKŮ.....	13
2.1 Elektromyografie (EMG) a tensiomyografie (TMG).....	13
2.1.1 Obecná charakteristika EMG .....	13
2.1.2 Princip povrchové EMG.....	14
2.1.3 Faktory ovlivňující kvalitu EMG záznamu .....	14
2.1.4 Práce s EMG záznamem.....	15
2.1.5 Interpretace EMG záznamu .....	16
2.1.6 Reliabilita EMG.....	16
2.1.7 Obecná charakteristika TMG .....	17
2.2 ANATOMIE .....	19
2.2.1 Regio scapularis.....	19
2.2.2 Regio infraclavicularis.....	20
2.2.3 Regio brachialis .....	21
2.2.4 Ramenní kloub.....	22
2.2.5 Stereotyp abdukce a flexe v ramenním kloubu .....	23
2.3 VOLEJBAL.....	26
2.3.1 Základní charakteristika .....	26
2.3.2 Herní posty .....	26
2.4 Biomechanika volejbalu.....	27
2.4.1 Aktivita svalů ramenního pletence při smeči a podání.....	28
2.5 Incidence poranění ve volejbale.....	30
2.6 Asymetrie ramenního pletence volejbalistů .....	31
2.6.1 Postavení lopatky.....	31
2.6.2 Stereotyp abdukce .....	32



2.6.3	Rozsah rotací v glenohumerálním kloubu .....	32
2.6.4	Svalová síla.....	34
2.6.5	Hypotrofie m. infraspinatus .....	35
3	CÍLE A HYPOTÉZY .....	37
3.1	CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE.....	37
3.2	VĚDECKÉ OTÁZKY.....	37
4	METODIKA.....	38
4.1	CHARAKTERISITKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU .....	38
4.2	INFORMOVANOST ÚČASTNÍKŮ VÝZKUMU.....	38
4.3	METODIKA VYŠETŘENÍ .....	38
4.3.1	Anamnéza .....	38
4.3.2	Vyšetření aspekce .....	38
4.3.3	Vyšetření hypermobility dle Jandy.....	39
4.3.4	Testy na instabilitu ramenního kloubu .....	39
4.3.5	Testování posturální stabilizace dle Koláře.....	40
4.3.6	EMG vyšetření.....	40
4.3.7	TMG vyšetření.....	43
4.4	ZPRACOVÁNÍ DAT .....	44
5	Výsledky .....	46
5.1	Vědecká otázka 1 .....	49
5.2	Vědecká otázka 2 .....	52
5.3	Vědecká otázka 3 .....	53
5.4	Vědecká otázka 4 .....	55
5.5	Vědecká otázka 5 .....	57
6	Diskuze .....	60
6.1	Diskuze k výsledkům výzkumu .....	60
6.2	Limity výzkumu .....	70

7	Závěr.....	71
8	Souhrn.....	72
9	Summary.....	74
10	REFERENČNÍ SEZNAM.....	76
11	PŘÍLOHY.....	84

## SEZNAM ZKRATEK

BB	Biceps brachii
BMI	Body mass index (index tělesné hmotnosti)
CV	Coefficient of variation (variační koeficient)
EMG	Elektromyografie
eVR	Excentrická vnitřní rotace
eZR	Excentrická zevní rotace
DHK	Dominantní horní končetina
DKK	Dolní končetiny
GHK	Glenohumerální kloub
HK	Horní končetina
HKK	Horní končetiny
ICC	Intra-class correlation (koeficient vnitřní korelace)
IS	Infraspinatus
kVR	Koncentrická vnitřní rotace
kZR	Koncentrická zevní rotace
NDHK	Nedominantní horní končetina
t.	Test
TB	Triceps brachii
MU	Motor unit (motorická jednotka)
MUAP	Motor unit action potential (akční potenciál motorické jednotky)
MVC	Maximal voluntary contraction (maximální volní kontrakce)
MVIC	Maximum voluntary isometric contraction (maximální volní izometrická kontrakce)
PM	Pectoralis major
SEMG	Surface electromyography (povrchová elektromyografie)
SENIAM	Surface EMG for Non Invasive Assessment of Muscles
SICK	Scapular malposition, Inferior medial border prominence, Coracoid pain, dysKinesis of scapula (skapulární malpozice, prominence angulus inferior, bolest a mapozice proessus coracoideus, dyskinetický pohyb lopatky)
VR	Vnitřní rotace
ZR	Zevní rotace

# 1 ÚVOD

Volejbal je dynamický sport, který klade velké nároky na muskuloskeletální systém. Pomocí horních končetin (HKK) hráči volejbalu realizují zpracování míče, přihrávky a útočné smeče. Některé údery vyžadují symetrickou práci horních končetin jako např. odbití obouruč vrchem nebo odbití obouruč spodem. Naopak odbití balonu při podání nebo smeči vykonávají volejbalisté pouze svou dominantní paží. Jedná se o vysoce technicky náročnou, specifickou sportovní dovednost. Elitní volejbalový hráč provede 40000 útočných úderů za rok. Čas, který stráví trénováním nebo hraním volejbalu při zápase, se pohybuje okolo 16 až 20 hodin týdně. Smečování vyžaduje velký rozsah pohybu v ramenním kloubu, velkou svalovou sílu paže a dobrou dynamickou stabilizaci nejen ramenního kloubu, jelikož úder je vykonáván při výskoku bez jakékoliv opory pro tělo.

Detekce stranových rozdílů a jejich korelace s poraněním má význam pro prevenci úrazů a úpravu tréninkových plánů. Oblast ramene bývá 3. nejčastějším místem poranění. Typicky se jedná o zranění způsobená přetížením. Mezi nejčastější patologie patří subacromiální impigement s poškozením šlachy m. supraspinatus, suprascapulární neuropatie, SLAP léze (superior labral tear from anterior to posterior) a bolesti ramene.

Různé aspekty asymetrie horních končetin u volejbalistů již byly předmětem zkoumání. Kupříkladu je popisováno asymetrické klidové postavení lopatky na dominantní straně. Scapula je posunuta více laterálně a kaudálně. Tento nález je ale obecně typický pro sportovce, kteří opakovaně vykonávají pohyby horní končetinu nad úrovní ramenního pletence, tzv. over-head sporty, např. baseball, házená, tenis a volejbal. Dále jsou uváděny rozdíly ve svalové síle a rozsahu pohybu v ramenním kloubu, častá je také hypotrofie m. infrapinatus na dominantní straně. Studií popisující rozdíl svalové aktivity mezi dominantní a nedominantní HK u volejbalistů pomocí povrchové elektromyografie je však málo.

Poly-EMG nabízí jednoduchý, neinvazivní způsob vyšetření povrchových svalů. Pomocí této vyšetřovací metody budou stranově porovnány následující svaly: m. pectoralis major, m. biceps brachii, m. triceps brachii a m. infrapinatus.

## **2 PŘEHLED POZNATKŮ**

### **2.1 Elektromyografie (EMG) a tensiomyografie (TMG)**

#### **2.1.1 Obecná charakteristika EMG**

Na počátcích elektromyografie (EMG) stály objevy, že živá tkáň dokáže generovat elektrickou aktivitu. Konkrétně byl tento jev poprvé zaznamenán u mořských živočichů, jako je rejnok nebo úhoř. Písemné doložení těchto biologických nálezů sahá až do 17. století. V pozdější době přišel vědec A. Galvani s teorií, že na počátku svalové kontrakce stojí elektrická aktivita. V roce 1849 Dubios-Raymond objevil, že tuto elektrickou aktivitu lze pomocí přístrojů detekovat. První záznam elektrické aktivity svalů byl pořízen Marleym v roce 1890, který také jako první přichází s termínem elektromyografie. Od 60. let 20. století se elektromyografie začíná užívat v klinické praxi, nicméně až v 80. letech byly dostupné vhodné zesilovače a další technika potřebná pro kvalitní záznam. Elektromyografie byla zprvu důležitým diagnostickým nástrojem především v neurologii (Raez, Hussain & Mohd-Yasin, 2006).

Klinická elektromyografie sestává ze dvou základních vyšetření: jehlová elektromyografie a neurografie neboli kondukční studie. Ty vyšetřují především rychlost vedení a další charakteristiky motorických i senzitivních vláken. Při jehlové EMG se zavádí do vybraných svalů speciální, velmi tenké jehly a snímá se aktivita motorických jednotek (Ehler, 2008).

Vysokodenzitní povrchová EMG (SEMG, surface electromyography) představuje neinvazivní způsob pro vyšetření svalů, které lze využít pro potřeby lékařského sportovního, rehabilitačního prostředí nebo v oboru ergonomie práce. Ve výzkumných laboratořích je vhodná pro bádání na poli biomechaniky, pohybových patologií, posturální kontroly a jiných (Konrad, 2005). SEMEG můžeme sloužit také jako doplněk jehlové EMG při diagnostice a lokalizaci neurálního postižení: neuropatie, myopatie, chronického únavového syndromu. Měření probíhá ve statických podmínkách, které zahrnuje stimulaci nervu a zaznamenání reflexní odpovědi relaxovaného svalu (Hogrel, 2005).

## 2.1.2 Princip povrchové EMG

Povrchová elektromyografie detekuje bioelektrické signály z kůže nad kosterním svalem, v jehož vláknech právě probíhá elektrická depolarizace. Přenáší se na sval z nervového vlákna v místě nervosvalové ploténky. Spojení jednoho motoneuronu s určitým počtem svalových vláken se označuje jako motorická jednotka MU (motor unit). EMG zaznamenává akční potenciály právě zapojených motorických jednotek MUAP (motor unit action potential) pomocí povrchových elektrod. Sumací akčních potenciálů motorické jednotky nakonec vzniká surový záznam SEMG. Nejčastěji se používají bipolární samolepící elektrody, které jsou připevněny v polovině svalového břicha, paralelně s orientací svalových vláken (Rodová, 2002; Basmajian & Luca, 1985; Merletti, Rainoldi & Farina, 2001).

## 2.1.3 Faktory ovlivňující kvalitu EMG záznamu

Na rozdíl od jehlové elektromyografie, kde získáváme prakticky nezkreslený myoelektrický signál, u SEMG je signál mezi zdrojem (aktivní svalovou tkání) a detekčním zařízením (elektrody) zkreslen všemi mezilehlými tkáněmi. Je proto velmi těžké určit parametry neuromuskulárního systému kvůli četným proměnným vlivům, které se promítají do detekovaného signálu.

Výsledný SEMG signál závisí na vlastnostech prostředí (teplota, vlhkost, elektromagnetické pole), technickém vybavení (elektrody, zesilovače, vlastností rozhraní kůže-elektroda), vlastním provedení vyšetření (příprava kůže, uložení a orientace elektrod vzhledem ke svalovému břichu a okraji svalu, k poloze motorického bodu, k průběhu svalových vláken) a vlastnostech vyšetřovaných svalů (typ kontrakce, průměr svalových vláken, svalová koordinace, hloubka, ve které je sval uložen). V případě, že chceme snímat elektrickou aktivitu hlouběji uloženého svalu nebo případně drobného svalu, který se nachází v těsné blízkosti jiných svalových skupin, může dojít k tzv. cross talku. Jedná se o smísení elektrického signálu z více svalů. Proto je pro EMG vhodné vybírat takové svalové skupiny, které jsou uloženy velmi povrchově a jsou dostatečně velké (Raez, Hussain & Mohd-Yasin, 2006).

Jedním z limitů EMG je také vznik elektrických šumů a artefaktů. Ty lze rozdělit do několika skupin:

**Šum elektrotechnického zařízení:** generuje jej každé elektronické zařízení. Tyto samovolné kolísavé elektrické signály nelze úplně eliminovat, můžeme je však redukovat používáním kvalitní techniky.

**Šum okolního prostředí:** všechna tělesa, včetně lidského těla vytvářejí elektromagnetické vlnění, na zemi je tedy všudypřítomné. Amplituda tohoto záření může řádově 2-3x převyšovat hodnoty EMG signálu.

**Pohybové artefakty:** detekovaný EMG signál může být zkreslen pohybem elektrody vůči tkáním nebo třením mezi elektrodou a kabelem. Doporučuje se proto správně fixovat elektrody a kabely ke kůži, aby nedocházelo k těmto nežádoucím vlivům.

Jak je patrné, nevýhodou této metody je velká míra výskytu chyb při měření a vyhodnocení naměřených dat. Pro správné použití je zásadní dodržování standardizovaných postupů. Jedním z nich jsou doporučení vydaná v rámci projektu SENIAM (Surface EMG for Non Invasive Assessment of Muscles), který zaštiťuje Evropská unie. Cílem tohoto projektu je stanovit jednotnou metodiku pro umístění elektrod, získávání a vyhodnocování záznamů (Konrad, 2005).

#### **2.1.4 Práce s EMG záznamem**

Po upevnění elektrod a spuštění zařízení, je potřeba vizuálně zkontrolovat signál. Sval, který není právě aktivován, vykazuje na EMG záznamu základní klidovou aktivitu. Ta by měla dosahovat maximálních hodnot 10-15  $\mu\text{V}$ . V klidové linii (base line) mohou být patrné artefakty srdeční aktivity, artefakty z pohybů kabelů a šumy vzniklé špatným upevněním elektrody či síťovým rušením. Z naměřené el. aktivity svalu získáme surový EMG záznam, který je potřeba upravit. Prvním krokem zpracování signálu je retifikace. Záporné hodnoty signálu jsou odstraněny a následně převráceny do kladných hodnot. Následně se záznam vyhlazuje (tzv. smooting). Úprava spočívá v odfiltrování ostrých hrotů signálu vzniklých superpozicí MUAP. Dalším krokem je redukce zaznamenané srdeční aktivity. Získaný záznam lze také normalizovat, jedná se o vytvoření podílu naměřené aktivity k předem stanovené referenční hodnotě (Krobot & Kolářová, 2011; Konrad, 2005).

Při dalším zpracování a statistickém vyhodnocování dat se většinou pracuje s amplitudou ( $\mu\text{V}$ ), která vyjadřuje rozkmit signálu, a s frekvencí (Hz), což odpovídá četnosti pálení motorických jednotek za čas. Průměrná hodnota amplitudy se označuje jako mean amplituda a její hodnota bude sledována v této práci. V případě frekvence se sleduje medián (střední hodnota), průměr (mean) a jiné. Využíváme také naměřenou klidovou hodnotu, pro stanovení tzv. aktivační hodnoty. Ve výzkumu je dále často

sledována hodnota MVIC (maximální volní izometrická kontrakce), MVC (maximální volní kontrakce) nebo submaximální izometrická kontrakce (Konrad, 2005).

### **2.1.5 Interpretace EMG záznamu**

Základní informace, kterou nám SEMG přináší, říká, zda sval je či není aktivní, zda naměřená aktivita je při srovnání s jiným záznamem větší či menší. Dále lze stanovit timing neboli časovou souslednost svalů. Lze přesně hodnotit okamžik zapojení svalů, dobu, kdy je aktivní a ukončení činnosti svalu. Můžeme také sledovat spolupráci funkčních skupin svalů, tzn. agonistů, antagonistů, synergistů apod. (De Luca, 1997).

Za normálních podmínek bychom u zdravého a funkčně zapojeného svalu neměli detekovat v klidu žádnou výraznou aktivitu. Pokud je přítomna, můžeme uvažovat o spasmu, reflexně vyvoleném hypertonu (bolest), nestabilitě kloubu, behaviorálních faktorech (stres) nebo špatné svalové koordinaci (De Luca, 1997).

Pro svalovou únavu, která je dalším sledovanou charakteristikou, svědčí v EMG záznamu signál s vyšší amplitudou a nízkou frekvencí (Winter, 1979).

Dále nám SEMG může přinést určité informace o svalové síle. Nicméně nám nemůže přesně sdělit velikost svalové síly, jelikož ta je závislá na mnoha faktorech, které touto metodou nejsou zjistitelné. Častou desinterpretací je představa, že větší svalová síla nutně znamená větší EMG signál, a stejně tak nižší svalová síla odpovídá minimálnímu signálu. Potřeba zapojení mnoha motorických jednotek může být způsobena horší a menší efektivitou neuromuskulárního řízení a sval může být ve skutečnosti slabší (De Luca, 1997).

Vazba mezi zvyšující se amplitudou a svalovou silou je velmi úzká, pokud se jedná o izometrickou sv. kontrakci. Ovšem počet a velikost motorických jednotek se u jednotlivých svalů liší, záleží na velikosti svalu, a zda se jedná o sval fázický nebo tonický. Bylo tedy vyzorováno, že velikost lineární korelace se u izometrické kontrakce jednotlivých svalů různí (De Luca, 1997).

### **2.1.6 Reliabilita EMG**

Vztah mezi EMG aktivitou a svalovou silou je multifaktoriální, ale obecně lze říci, že během izometrické aktivity svalů vzrůstá EMG aktivita úměrně zvyšující se svalové síle. Singla a kolektiv (2018) prováděli opakovaně pomocí SEMG vyšetření maximální volní izometrické kontrakce (MVIC) m. biceps brachii a m. triceps brachii



proti odporu vyšetřujícího po dobu 5 sekund. Naměřenou aktivitu srovnávali mezi dominantní a nedominantní paží, a také navzájem mezi 16 testovanými hráči kriketu. Závěrem studie je, že povrchová EMG je reliabilním nástrojem pro vyšetření interindividuální a intraindividuální MVIC m. tricepsu brachii a m. bicepsu brachii.

Mnoho dalších studií se zaměřuje na ověření reliability SEMG u izometrické kontrakce (Barn et al., 2012; Gollhoferl et al., 1990). V našem případě však jsou předmětem SEMG testování izotonické kontrakce. Pro dynamickou svalovou aktivitu platí, že během pohybu také vzrůstá svalové napětí, ale provázanost s EMG záznamem je již více komplexní a méně lineární.

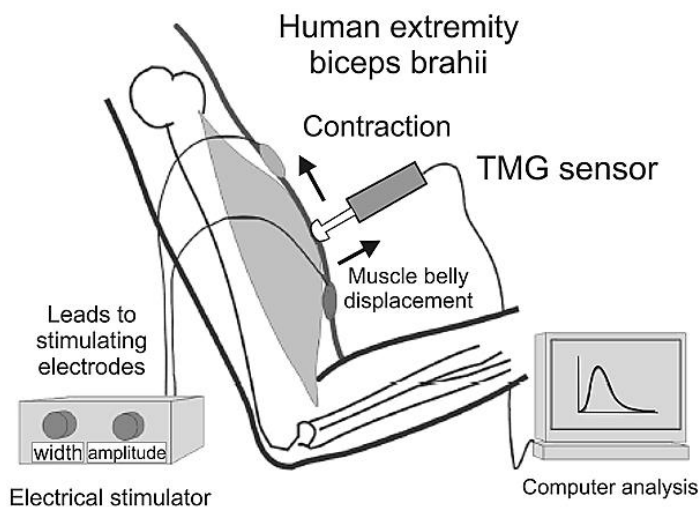
Carius et al. (2015) provedl výzkum, jehož cílem bylo určit relativní a absolutní reliabilitu SEMG měření během kontrolovaného pohybu v loketním kloubu do flexe a extenze. Byly vyšetřovány svaly m. triceps brachii, m. biceps brachii a m. brachioradialis při zmíněných pohybech prováděných různou rychlostí a silou. Zkoumání EMG amplitudy signálu a parametru mean frequency během izotonických kontrakcí vykazovalo relativní reliabilitu (srovnání mezi jednotlivými osobami) přijatelnou až velmi dobrou dle ICC koeficientu (koeficient vnitřní korelace). Absolutní reliabilita (srovnání mezi jednotlivými pokusy), hodnocena koeficientem CV (variační koeficient), byla u sledovaných parametrů již více variabilní a závisela na konkrétním svalu a použité síle. Např. nízkou reliabilitu vykazoval m. biceps brachii a m. brachioradialis. Naopak pouze m. triceps brachii během rychlých pohybů i proti určité zátěži (15 N) dle koeficientu CV vykazoval dostatečně vysokou absolutní reliabilitu. Tyto rozdíly mezi svaly byly způsobeny zřejmě na základě anatomických odlišností, např. množství podkožního tuku, počet aktivních svalových vláken, rozdílná stavba svalových vláken.

SEMG lze tedy považovat za reliabilní nástroj pro vyšetření svalové aktivity horních končetin při dynamickém pohybu.

### **2.1.7 Obecná charakteristika TMG**

Tensiomyografie (TMG) představuje další neinvazivní neuromuskulární vyšetření svalů. Jedná se o poměrně novou metodu vynalezenou v 80. letech 20. století v Lublani. Metoda se zakládá na měření radiálního zvětšení svalového bříška jednoho svalu, ke kterému dochází při izometrické kontrakci po stimulaci velmi krátkým (1 ms), elektrickým pravouhlym impulzem stejnosměrného proudu. Tensiomyografická jednotka (viz Obrázek 1, str. 18) se skládá z počítačové jednotky, generátoru

elektrického proudu s manuálně nastavitelnou intenzitou, 2 samolepících elektrod a senzoru tvořeném kovovou, pohyblivou tyčinkou (Žagar & Křížaj, 2005).



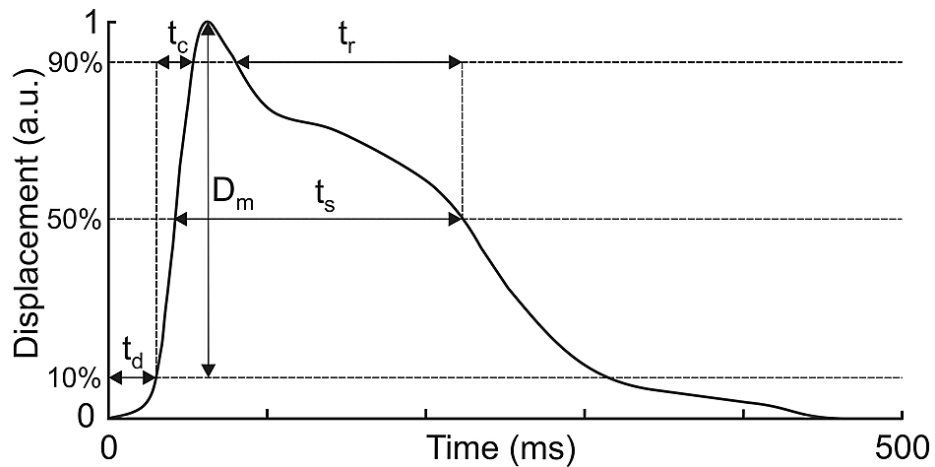
Obrázek 1 tensiomyografická jednotka (převzato z [www.tensiomyography.net](http://www.tensiomyography.net))

Měření by mělo probíhat v přesně definované pozici. Kloub, jehož okolní svaly jsou testovány, je nastaven v neutrální pozici. Do středu svalového břicha jsou umístěny dvě samolepící elektrody tak, že anoda je uložena proximálně a katoda distálně. Posuvná tyčinka přenosného snímače je umístěna mezi tyto dvě elektrody (vzdálenost 20-50 mm) a přitlačena proti svalovému břichu. Její pozice by měla být kolmá k povrchu kůže. Elektrické stimuly bychom měli 3 až 5x opakovat, vždy s minimálně 5 sekundovou pauzou (Křížaj, Šimunič & Žagar, 2007).

Mezi měřené parametry patří: prostorová změna svalového břicha (Dm, displacement of the muscle), doba kontrakce (Tc, contraction time), doba odezvy svalu (Td, delay time), doba relaxace svalu (Tr, relaxation time) a výdrž v kontrakci (Ts, sustain time) viz Obrázek 2, str. 19. Počítač tyto hodnoty zpracuje a porovná je s průměrnými hodnotami, které odpovídají danému svalu i s ohledem na sportovní zaměření.

Parametr Dm je uváděn v milimetrech, jednotky ostatních měřených veličiny jsou milisekundy. Td (delay time) představuje dobu, za kterou sval dosáhne 10 % z celkové odezvy. Na její velikost mají vliv svalová únava, typ svalových vláken a úroveň aktivace. Tc (contraction time) udává časový úsek mezi Td a dosažením maximální radiální prostorové změny svalu. Ts (sustain time) je doba mezi dosažením 50 % Dm a okamžikem, kdy velikost deformace svalu opět klesne na 50 % původního rozměru. Posledním sledovaným parametrem je Tr (relaxation time), který přináší informaci

o potencionální svalové únavě. Prolongace doby relaxace může být známkou zvýšené svalové únavy (Martín-Rodríguez et al., 2017; Martín-San Agustín et al., 2020).



Obrázek 2 TMG parametry (převzato z [www.tensiomyography.net](http://www.tensiomyography.net))

Výsledkem testování je report, který podává zprávu o kontraktilních vlastnostech jednotlivých svalů, dokáže vyhodnotit stranovou symetrii (pravý vs. levý), funkční symetrii (agonista vs. antagonist) a součástí je také doporučení pro sportovce např., které svalové skupiny je potřeba posílit a které by měl sportovec více protahovat (Martín-Rodríguez et al., 2017; Martín-San Agustín et al., 2020). V praxi se TMG používá k ověřování efektu tréninku (De Paula Simola et al., 2015), určení svalové únavy či jako diagnostický nástroj pro prevenci poranění.

## 2.2 ANATOMIE

Pomocí elektromyografických a tensiomyografických metod budou vyšetřovány tyto svaly:

- Musculus pectoralis major (pars clavicularis)
- Musculus infraspinatus
- Musculus biceps brachii (caput longum)
- Musculus triceps brachii (caput longum)

### 2.2.1 Regio scapularis

Tato oblast je vymezena lopatkou, ovšem laterální úhel se již řadí do regio deltoidea. Musculus trapezius (pars descendens) překrývá fossa supraspinata a mediální část fossa infraspinata. Dolní úhel lopatky je zase překryt m. latissimus dorsi. Hlubší vrstvu svalů obaluje fascia supraspinata a fascia infraspinata. Pod fascia supraspinata je

v nadhřebenové jámě uložen musculus supraspinatus. Podbíhá acromion a upíná se na tuberculum majus humeri, ve svém průběhu zesiluje zadní stranu pouzdra ramenního kloubu. Způsobuje abdukci zejména do 90° a napomáhá horizontální extenzi (Véle, 2006).

Podhřebenovou jámu vyplňuje **m. infraspinatus** (IS), začíná také od výše zmíněné fascie (f. supraspinata). Upíná se na tuberculum majus humeri a taktéž pomáhá zesilovat ramenní pouzdro posteriorně. Sval je silně zpeřený. Provádí zevní rotaci a horizontální extenzi (Véle, 2006).

Oba tyto svaly jsou nervově a cévně zásobeny z nervus suprascapularis a vasa suprascapularis. Nerv odstupuje ze supraklavikulární části plexus brachialis. Sestupuje kraniolaterálně podél musculus omohyoideus a prochází v incisura scapulae. Jedná se o zářez na horním okraji lopatky v místech, odkud odstupuje processus coracoideus. Zářez shora uzavírá ligamentum transversum scapulae superius. Cévy procházejí nad vazem. Nervus suprascapularis v nadhřebenové oblasti vydává větev pro m. supraspinatus, pak se obtáčí kolem odstupu spinae scapulae, tzv. incisura spinoglenoidalis, kterou uzavírá ligamentum transversum scapulae inferius, a tím se dostává do podhřebenové jámy, aby zde inervoval m. infraspinatus (Bartoníček & Heřt, 2004; Kos et al., 2014; Číhák, 2011).

Vzhledem ke svému průběhu je nerv náchylný k poranění, a to jak k akutnímu, tak k chronickým mikrotraumatizacím. Více o neuropatii bude uvedeno později v textu.

### 2.2.2 Regio infraclavicularis

**Musculus pectoralis major** (PM) patří topograficky do podklíčkové oblasti. Leží pod fascia pectoralis, která se rozpíná mezi sternem a klíční kostí a ve svých distálních částech přechází v další fascie (f. axillaris, f. deltoidea, f. abdominis superficialis, f. superficialis dorsi). Jeho svalové snopce se rozlišují na 3 (Číhák, 2011; Véle, 2006) respektive 4 (Simons & Travell, 1999) části: pars clavicularis, pars sternalis, pars costalis, pars abdominalis. Svalové snopce začínají od klíční kosti, sterna, chrupavek druhého až šestého, někdy sedmého žebra a pochvy m. obliquus abdominis externus případně aponeurózy m. rectus abdominis. Při připažení jsou vlákna sbíhající se k úponovému místu na crista tuberculi minoris překřížená a rotována o 180°, takže vytvářejí ventrální a dorsální snopce (Simons & Travell, 1999).

Je inervován z n. pectoralis lateralis a n. pectoralis medialis, oba zmíněné nervy odstupují z pars supraclavicularis plexus brachialis (Číhák, 2011).

Ovlivňuje sternoklavikulární spojení, akromioklavikulární spojení a glenohumerální kloub (GHK), kde má největší funkci. Při fixovaném hrudníku provádí sternokostální a abdominální část addukci a vnitřní rotaci humeru, v případě, že je paže v elevaci, napomáhá extenzi. Horní vlákna dále přispívají k ventrální flexi paže, dolní vlákna provádějí depresi ramenního pletence. Pokud je punctum fixum na paži, táhnou vlákna m. pectoralis major hrudník vpřed (např. u šplhu). Současně napomáhá zdvihat žebra a řadí se tak k pomocným nádechovým svalům (Véle, 2006; Simons & Travell, 1999).

### 2.2.3 Regio brachialis

Pažní krajina je vymezena dolním okrajem axilárních řas a distálně loketní jamkou. Svaly přední a zadní strany pažní kosti jsou obaleny jednou společnou fascií (f. brachii) a navzájem jsou tyto svalové skupiny odděleny mediálním a laterálním intermuskulárním septem. Před mediální přepážkou běží nervově cévní svazek: a. brachialis společně se dvě žilami a nervus medianus.

Mezi flexory na ventrální straně paže patří: m. brachialis, m. coracobrachialis, m. biceps brachii. Dorzální stranu zaujímá m. triceps brachii (Kos et al., 2014).

**M. biceps brachii (BB)** je tvořen dlouhou hlavou (caput longum), která odbíhá od tuberculum supraglenoidale a krátkou, mediálněji uloženou hlavou (caput breve), jež má začátek na processus coracoideus. Obě svalová bříška se spojují v polovině délky humeru společnou šlachou, která se upíná na tuberositas radii a pomocí aponeurózy taktéž na povrchovou fascii ulnární strany. Inervován je z nervus musculocutaneus odbíhající z plexus brachialis, pars infraclavicularis (Čihák, 2011).

M. BB je dvoukloubový sval, v ramenním kloubu nepatrným dílem přispívá k flexi (asi 7 %), při zevně rotované paži napomáhá abdukci, horizontální addukci, vykonává supinaci předloktí a při supinovaném předloktí je nejúčinnější flexor loketního kloubu. Dále stabilizuje hlavici humeru ve fossa glenoidalis (Simons & Travell, 1999).

Dlouhá hlava **m. triceps brachii (TB)** začíná od tuberculum infraglenoidale, mediální hlava odbíhá z plochy pažní kosti pod sulcus nervi radialis, laterální hlava má insertio nad sulcus nervi radialis. TB se dlouhou společnou šlachou upíná na olecranon ulnae. Jeho hlavní funkcí je extenze v lokti, na které participují všechny tři části, ale nestejnou měrou. Jako hlavní extenzor loketního kloubu se nejvíce uplatňuje

mediální hlava. Caput longum vykonává primárně addukci a extenzi v ramenním kloubu. Inervaci zajišťuje nervus radialis (Simons & Travell, 1999).

Dle Kapandjiho je efektivita dlouhé hlavy tricepsu závislá na pozici ramenního kloubu. Jeho aktivita je větší v případě, že ramenní kloub je ve flexi, než když je paže volně u těla. Maximální sílu lze vyvinout, pokud dochází k současné extenzi jak v ramenním (z výchozí pozice 90° flexe), tak loketním kloubu. Kapandji jako příklad uvádí seknutí sekyrou. Naopak schopnost maximálního zapojení dlouhé hlavy tricepsu klesá v případě, že loketní kloub je extendován současně s pohybem paže do flexe, jako například při úderu pěstí. Jedná se o dva antagonistické pohyby. Loket je napínán koncentrickou kontrakcí a současně pohyb do vzpažení vyžaduje excentrickou kontrakci dlouhé hlavy tricepsu (Kapandji, 1982).

#### **2.2.4 Ramenní kloub**

Ramenní neboli glenohumerální kloub (GHK) je součástí ramenního pletence, který spojuje trup s horní končetinou. Kromě GHK je ramenní pletenec tvořen skloubením sternoklavikulárním, akromioklavikulárním a dvěma nepravými klouby- scapulothorakálním a subdeltovým (Véle, 2006).

Kulovitý glenohumerální kloub je považován za nejpohyblivější kloub v lidském těle. Kostěné struktury tvořené mělkou glenoidální jamkou a sférickou hlavicí humeru poskytují jen málo primární stability. Značný rozsah pohybu a kloubní vůle jsou dále kontrolovány chrupavčítým labrem, šlachami periartikulárního svalstva, vazivovým aparátem a již méně se na stabilitě podílí také kloubní pouzdro, které je dost laxní. Proto často v ramenním kloubu dochází k sublucacím či dokonce habituálním luxacím (Véle, 2006).

GHK umožňuje pohyb v rovině sagitální (flexe a extenze), frontální (abdukce, addukce), transverzální (horizontální addukce, horizontální abdukce) a v rovině rotací, kde lze docílit pohybu do vnitřní či vnější rotace nebo provést axiální rotaci (Véle, 2006, Kapandji, 1982).

Na ventrální straně ramenního kloubu rozlišujeme 3 glenohumerální vazy: lig. glenohumerale superius, medium a inferius. Jejich morfologie je dost variabilní a mohou zcela chybět. Mezi horním a středním GH vazem se nachází foramen ovale Weitbrechti, mezi středním a spodním foramen Rouviére. Tyto lokality představují locus minoris resistentiae pro stabilitu kloubu. Mezi další statické stabilizátory ramenního kloubu patří: lig. coracohumerale, lig. coracoglenoidale. S patologiemi

ramene souvisí také extrakapsulární vazy lig. coracoclaviculare a lig. coracoacromiale. Poslední zmíněné vytváří vazivový pruh, tzv. fornix humeri nad ramenním kloubem. Subacromiální prostor tvoří šlachy rotátorové manžety, tj. m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis a m. teres minor, které zajišťují dynamickou stabilizaci GHK. K té přispívá také dlouhá šlacha bicepsu brachii, která probíhá intraartikulárně. V okolí kloubu se nachází také mnoho burz, např. subacromiální, která bývá často postižená zánětem, burza subscapuární, bura coracidea a další (Gallo, 2011).

## **2.2.5 Stereotyp abdukce a flexe v ramenním kloubu**

Jelikož výsledkem naší diplomové práce bude hodnocení svalové aktivity při flexi a abdukci, popíšu v následující části správný stereotyp.

### **Stereotyp abdukce**

Abdukci můžeme rozdělit do 3 (Kapandji, 1982) nebo do 4 (Vélé, 2006) fází. Nicméně stále se jedná o umělé dělení, ve skutečnosti přechází jedna fáze plynule v druhou. Kapandji uvádí, že kolem 90° abdukce dochází ke kontaktu acromionu a tuberculum majus humeri. Taková pozice neumožňuje pokračování pohybu, a proto dochází k zevní rotaci humeru. Ovšem Bartoníček a Heřt (2004) považují tento model za příliš zjednodušený, ve skutečnosti je tento pohyb mnohem složitější a pohybu se účastní celý ramenní pletenec: pažní kost, lopatka, klíční kost, hrudník.

Prvních 30° abdukce probíhá čistě v glenohumerálním spojení, od 30° se připojuje i pohyb lopatky, který činí 5° z každých 15° celkové elevace. Zbytek, tedy 10°, probíhá v glenohumerálním kloubu. Tento poměr (2:1) se nazývá humeroskapulární rytmus. Současně se již od počátku abdukce elevuje i clavicula, a to tím poměrem, že na každých 10° abdukce v GHK připadají 4° elevace klíční kosti. Jakmile se humerus přilíží k 90°, přestává klíční kost stoupat vlivem napětí ligamentum costoclaviculare. Při pokračující abdukci rotace lopatky napíná ligamentum conoideum a trapezoideum, což způsobí, že klíční kost začne rotovat kolem své podélné osy (Bartoníček & Heřt, 2004).

Od 0° do 90° se na vykonání abdukce nejvíce podílí musculus deltoideus a m. supraspinatus, přičemž do poloviny této vzdálenosti převládá spíše m. supraspinatus, od 45° je pak dominantnější m. deltoideus (Véle, 2006; Kapandji, 1982).

V rozsahu 90° až 150° se uplatňují nejvýrazněji m. serratus anterior a m. trapezius. Pokud elevace pokračuje nad 150°, je již nutný souhyb trupu, kdy dochází k úklonu a prohloubení bederní lordózy (Véle, 2006; Kapandji, 1982).

Wickham a kolektiv (Wickham et al., 2010) se pokusili pomocí EMG stanovit vzorec aktivace svalů ramenního pletence při abdukci. Jako vzorek jim sloužilo 24 osob (žen i mužů) ve věku od 17 do 37 let, u nichž nebyla nalezena žádná patologie ramenního pletence, ani sami probandi nezaznamenali v minulosti žádné obtíže v této oblasti. Vyšetřovali celkově 10 svalů ramenního pletence pomocí povrchové a jehlové EMG (Wickham et al., 2010).

Výsledky ukázaly, že m. supraspinatus, m. trapezius (střední část) a m. deltoideus (střední část) se aktivovaly ještě před zahájením pohybu. Také tyto 3 svalové skupiny v uvedeném pořadí jako první ze všech zkoumaných svalů dosáhly maxima své intenzity. V první fázi pohybu byl zapojen především m. supraspinatus, což se shoduje s tradičním chápáním m. supraspinatus jakožto iniciátorem abdukce. Nicméně podobnou včasnou aktivitu při zahájení pohybu vykazuje také střední porce m. trapezius, který nejspíše zajišťuje stabilizaci lopatky, a vytváří tak opornou bázi pro scapulohumerální svaly, které dále vykonávají dynamický pohyb. Také zapojení horní porce trapézu a m. serratus anterior téměř ihned po zahájení pohybu (konkrétně v  $0.019s \pm 0.169$  a  $0.067s \pm 0.146$ ) odráží jejich funkci stabilizátorů lopatky. Jelikož vykonávají zevní rotaci a elevaci lopatky, neutralizují opačné působení m. deltoideus na lopatku (Wickham et al., 2010).

M. supraspinatus a m. deltoideus dosáhnou maxima své aktivity přibližně kolem 90° abdukce. Přesněji Wickham a kolektiv (2010) stanovují tento peak pro supraspinatus na 88°, Inman, Saunders & Abbott (1996) na 100°, Kronberg Kronberg, Nemeth & Brostrom (1990) uvádějí hodnotu 60°. M. deltoideus je maximálně činný dle těchto autorů v 105° (Wickham et al., 2010), 110° (Inman, Saunders & Abbott, 1996) nebo 90° (Kronberg, Nemeth & Brostrom, 1990). V 90° abdukce je komprese do kloubu největší, tudíž m. supraspinatus kontroluje tyto biomechanické podmínky.

Zajímavým zjištěním bylo, že konzistentní strategii (na základě malé směrodatné odchylky) vykazoval pouze okamžik před pohybem a při zahájení pohybu. V dalším průběh abdukce však nelze vyzorovat jednotný vzorec, resp. strategií náborů svalů je mnoho a zdá se, že různé strategie timingů svalů ramenního pletence vykonají elevaci paže v požadovaném směru (Wickham et al., 2010).



Překvapivě se zpožděním se při pohybu do abdukce zapojuje m. subscapularis a m. infraspinatus ( $0.558s \pm 0.329$ ,  $0.423s \pm 0.361$ ). Předpokládalo se, že rotátorová manžeta má při zahájení pohybu zabraňovat nadměrné superiorní translaci hlavice humeru, kterou může vyvolat aktivita m. deltoideus. Současná aktivita rotátorové manžety vyvolává kompresi hlavice humeru do kloubu a pomáhá tím stabilizovat GH kloub. Dle EMG studie není tato stabilizace potřebná nejméně do  $10^\circ$  abdukce. Nechtěnému translačnímu pohybu hlavice humeru kraniálně také zabraňuje m. supraspinatus (Wickham et al., 2010).

Sledování deaktivace svalů při ukončení pohybu nepřineslo žádné statisticky významné závěry. Jako poslední byl deaktivován m. supraspinatus při  $10^\circ$ , než byla paže plně připažena. Statisticky prokazatelně dříve než m. supraspinatus ukončil svou aktivitu pouze m. pectoralis major, u ostatních svalů byl okamžik deaktivace velmi variabilní. To koresponduje se závěrem jiné studie (Wickham & Brown; 1998), která uvádí, že svaly, jež hrají hlavní roli při zahájení pohybu, svou aktivitu nejpozději ukončují.

Vysokou aktivitu v průběhu celého pohybu do abdukce vykazují tyto scapulothorakální a glenohumerální svaly: m. deltoideus (přední a střední porce), m. supraspinatus, m. trapezius (horní, střední a dolní část), serratus anterior, mm. rhomboidei. Nízkou variabilitu v timingu vykazovaly m. supraspinatus, m. trapezius (střední a horní část) a m. deltoideus (střední část), což může být užitečné pro posouzení patologií v oblasti ramen (Wickham et al., 2010).

### **Stereotyp flexe**

Průběh flexe by se dal rozdělit do 4 fází obdobně jako stereotyp abdukce. Pohyb do  $60^\circ$  předpažení vykonávají především m. deltoideus (přední vlákna), m. coracobrachialis a m. pectoralis major (pars clavicuars). Jako antagonisté pracující ve funkční synergii brzdí pohyb m. teres major, m. teres minor, m. infraspinatus. Během flexe od  $60^\circ$  do  $120^\circ$  se dále zapojují m. serratus anterior a m. trapezius. Klíční kost podobně jako u abdukce provádí rotaci kolem své osy v rozsahu  $30^\circ$ . Decelerace pohybu je dána napětím m. latissimus dorsi a m. pectoralis major (pars sternocostalis). V terminální části flexe od  $120^\circ$  do  $180^\circ$  se podobně jako při abdukci zapojuje trupové svalstvo a trup reaguje úklonem a prohloubením lordózy (Kapandji, 1982; Věle, 2006).

## 2.3 VOLEJBAL

### 2.3.1 Základní charakteristika

Volejbal patří mezi kolektivní míčové sporty. Typické sportovně specifické herní činnosti ve volejbalu jsou podání, přihrávky, útočné údery a blokování. To vše je doprovázeno velmi rychlými a dynamickými pohyby v hřišti, např. vertikálním skokem. Volejbal tudíž klade velké nároky na muskuloskeletální systém. Výsledkem takovéto zátěže je velké riziko poranění pohybového systému (Bere et al., 2015).

### 2.3.2 Herní posty

Na hřišti zaujímají hráči přesně určené pozice v zónách 1-6. Obvyklé uspořádání je: nahrávač, smečář, blokař, diagonální hráč, smečář, blokař. V zadních zónách libero střídá blokaře, toto pravidlo je platné od roku 1998 (Buchtel et al., 2005; Zapletalová, Přidal & Tokár, 2005). Elitní volejbaloví hráči jsou specializovaní na herní posty, které jsou následující:

#### Nahrávač

V moderním vrcholovém volejbalu bývá v poli pouze jeden. Je obvykle druhý v kontaktu s balonem poté, co spoluhráč zpracoval soupeřův útok. Rozhoduje o strategii a organizaci hry. Nahrává spoluhráči na útočný úder. Elitní volejbaloví hráči přihrávají ve výskoku.

#### Smečář

V poli jsou přítomni dva smečáři. Jejich úkolem je především ofenzíva. Přijímá také podání od soupeře a blokuje útočné údery protihráče.

#### Blokař

Brání soupeři v uskutečnění útoku a zmenšují prostor, kterým může protihráč poslat míč do pole. Podílí se také na ofenzívě. Na hřišti jsou přítomni 2 blokaři, z nichž jeden je střídán v zadních zónách liberem.

#### Univerzální (diagonální) hráč

Stejně jako nahrávač je pouze jeden a je od něj diagonálně postaven. Jak napovídá název, účastní se blokování, útoku a obrany.

## **Libero**

Je to hráč zadní řady. Zpravidla mívá dres odlišné barvy než zbytek družstva. Specializuje se na příjem soupeřova podání a obranné akce, nepodílí se na podání, blokování a smeči. Libero může v útočném pásmu nahrát na útok pouze odbitím spodem, přihrávka obouruč vrchem není povolena (Zapletalová, Přidal & Tokár, 2005).

## **2.4 Biomechanika volejbalu**

Hráči volejbalu opakovaně vykonávají vertikální výskoky, krátké sprinty s rychlými změnami směru, vybírání míčů, opakované pohyby paží nad úroveň hlavy, podávání, blokování, smečování. Elitní volejbalový hráč vykoná téměř 300 výskoků za 16-20 hodin tréninků týdně a elitní smečář smečuje až 40 000 krát za rok (Kugler et al., 1996).

Ve volejbale existuje několik základních typů odbití balónu: odbití obouruč vrchem, odbití obouruč spodem, odbití jednoruč spodem, odbití jednoruč vrchem (Haník & Lehnert, 2004). Z biomechanického hlediska probíhají pohyby např. při podávání či smečování v otevřeném kinematickém řetězci, kde chybí jakákoliv opora pro tělo (Jacobson & Benson, 2001).

Útočný úder neboli smeč je hlavní formou útoku. Jedná se o velice dynamickou a technicky náročnou volejbalovou dovednost. V anglicky psané literatuře se tento prvek označuje jako spike jump a bylo provedeno mnoho jeho kinematických analýz. I mezi elitními hráči je vysoká interindividuální variabilita v jeho provedení (Zahálka, et al., 2011).

Útočný úder se skládá z 5 fází: rozběh, odraz, let, úder, dopad. Provedení jednotlivých fází je však modifikováno dle aktuální herní situace:, pozice jednotlivých hráčů nebo podle místa (zóny), ze které je úder prováděn.

Hráč provede tříkrokový rozběh, odraz je realizován propnutím DKK a odskokem ze špiček. V této chvíli jsou paže i dolní končetiny natažené a započiná letová fáze. Úderu do míče předchází nápřah, který připomíná pozici lukostřelce, který natahuje šíp. Rameno je v horizontální abdukci, nadloktí je v úrovni ramen, loket se dostává do značné flexe. Neúderová paže zůstává nad hlavou a směřuje na míč. Celý trup i boky jsou natočeny šikmo k síti, viz Obrázek 3, str. 28 (Haník & Lhnert, 2004).



Obrázek 3 Útočný úder (Haník & Lhnert, 2004)

Samotný akt úderu připomíná svou dynamikou švihnutí bičem. Úder do balonu se odehrává přibližně v  $170^\circ$  až  $140^\circ$  anteflexi s neutrálním rotačním nastavením paže. Rychlost odbíjeného balónu dosahuje k 120 km/h. Pouze 19,1 % této rychlosti je generována v glenohumerálním kloubu (Kugler et al., 1996).

Paže přechází rychlou akcelerací z maximální horizontální abdukce a zevní rotace do horizontální addukce a vnitřní rotace. Na dominantní HK se loket dostává před rameno, které je nyní v maximální zevní rotaci. Následuje napnutí a vytažení celé paže nahoru. Okamžik dotyku ruky s míčem by se měl odehrát v oblasti nad ramenem, případně lehce před osou těla. Paže je zpevněná a nasměrování balonu k zemi je dáno pohybem zápěstí. Celý trup musí být zpevněný. DKK reagují na úder nepatrnou flexí v kyčlích (Kugler et al., 1996).

Po úderu pokračuje dominantní HK v pohybu za odbitým míčem, hráč dopadá na dolní končetiny přes napnuté špičky do pokrčení v kotnících, kolenou a kyčlích (Haník & Lehnert, 2004).

#### **2.4.1 Aktivita svalů ramenního pletence při smeči a podání**

Volejbalové podání (P) a smeč (S) byly rozděleny do 5 fází:

**Vzpažení** (P- 39 % z celkového času podání, S- 33 % z celkového času smeče) začíná abdukci a extenzí a končí v momentě, kdy se humerus začíná výrazně zevně rotovat. Hlavními vykonavateli jsou: přední deltoideus, m. infraspinatus, m. supraspinatus. Podílí se na rychlém vzpažení, a m. infraspinatus na počínající zevní

rotaci. Ostatní svaly rotátorové manžety pomáhají stabilizovat humerus oproti glenoidální jamce.

**Nápřah** (P- 20 %, S- 23 %) začíná zevní rotací a končí dosažením maximálního možného rozsahu. Nejvíce se zde uplatňuje m. infraspinatus a m. teres major jako hlavní zevní rotátory. Rotátorová manžeta pomáhá udržet kompresi pažní hlavice do kloubu a tím zamezuje nadměrné distrakci v GHK. Důležitá je také práce m. pectoralis major a m. subscapularis, jež pracují excentricky a kontrolují tak rychlou maximální zevní rotaci.

**Zrychlení** (P- 6 %, S- 8 %) je chápán časový úsek mezi maximální zevní rotací a úderem do balonu. Svalová aktivita vnitřních rotátorů (m. teres major, m. subscapularis, m. pectoralis major a m. latissimus dorsi) je maximální a odpovídá za zrychlení a vnitřní rotaci paže při podání a smeči. Nicméně velikost akcelerace se mezi těmito údery liší. Při smeči je nutné udeřit balon největší silou, zatím co při podání závisí úspěch více na trajektorii balonu, proto je síla méně zásadní.

V této fázi je aktivita m. infraspinatus relativně nízká, m. teres minor ale naopak poměrně výrazně napomáhá stabilizaci v GHK posteriorně a zabraňuje tak nadměrné anteriorní translaci.

**Zpomalení** (P- 8 %, S- 9%) zaujímá dobu mezi kontaktem balonu a okamžikem, kdy je paže kolmo k trupu. Po úderu se pohyb paže zpomaluje excentrickou kontrakcí rotátorové manžety a bicepsu brachii, vysoká je aktivita především u m. supraspinatus a opět u m. infraspinatus. Hlavním úkolem rotátorové manžety během této fáze je zabránit distrakčním silám a udržet adekvátní kompresi v GHK. Nicméně při kontaktu s balonem generuje míč opačnou sílu, která zpomalí dopředný pohyb paže. Tudiž potřebná svalová aktivita generována rotátorovou manžetou je menší, než je tomu například u baseballistů. V jejich případě po vypuštění balonu z ruky pokračuje paže dále ve švihovém pohybu velkou rychlostí, proto je potřeba výrazné aktivity posteriorní muskulatury, aby bylo zabráněno distrakčním silám.

**Dokončení pohybu** (P- 28 %, S- 27 %) paže z polohy kolmé k trupu klesne do výchozí pozice (Rokito et al., 1998; Escamilla & Andrews, 2009).

## 2.5 Incidence poranění ve volejbale

Dle systematické review zaměřující se na incidenci, etiologii a prevenci muskuloskeletálních poranění ve volejbale existuje jen velmi málo kvalitních studií věnující se problematice ramen ve volejbale (Kilic et al., 2017).

Mezi elitními volejbalovými hráči převládají poranění dolních končetin. Z celkového podílu tvoří poranění kotníku 44 %, kolene 14,1 %, ramene 5,2 % a bederní oblasti zad 4,8 % (Agel et al., 2007). Riziko vzniku akutního poranění je ve volejbale ve srovnání s kontaktními sporty relativně nízké- 2,6 případů na 1000 odehraných hodin (Reeser et al., 2006).

Nejčastěji se jedná o subacromiální impingement rotátorové manžety. V důsledku nespočtu opakování elevačních pohybů paže nad horizontálu může docházet ke chronické iritaci šlachy m. supraspinatus, která je ve subacromiálním prostoru chudě vaskularizována. Také vnitřněrotační pohyb při elevované paži může přispívat ke vzniku zánětu a bolesti. Impingement je typický především pro smečáře. Impingement může dále souviset s nedostatečnou excentrickou stabilizací lopatky, kdy při pohybu dochází k posunu hlavice humeru superiorně. Zánět, otok a oslabení svalů rotátorové manžety brání volnému pohybu šlach v subacromiálním prostoru. Další velmi častou patologií je suprascapulární neuropatie. Jako hlavní příčina této patologie se uvádí hyperbdukce společně s oslabením excentrické kontrakce infraspinatu, která je potřebná k brždění pohybu lopatky na konci smeče či podání. Početné u volejbalistů jsou také bursitidy v oblasti ramenního kloubu, tzv. SICK scapula (prominence dolního úhlu lopatky a mediální hrany, bolest v oblasti coracoideu, scapulární dyskineze), funkční instability a jiné (Seminati & Minetti; 2013).

Co se týče rozdílu v prevalenci různých poranění mezi hráči a hráčkami volejbalu, existují zřejmé rozdíly u poranění zad, ale v případě oblasti ramenního pletence nejsou závěry jednotné. Dle studie z roku 2009 výzkumníci (Bere et al, 2015) nenalezli žádné genderové rozdíly v počtu poranění během beach volleyballových zápasů, tréninků apod. Reeser a kolektiv (2010) deklarují, že ženy vyhledávají častěji lékařskou pomoc než muži, ale u mužských hráčů se naopak častěji objevuje periskapulární atrofie.

Mezi vnitřní rizikové faktory klíčové pro poranění ramene patří: snížení mobility, svalové dysbalance a instabilita, svalové oslabení, SICK scapula, asymetrie scapuly a bolest ramene v anamnéze. Jako prevence se uvádí: optimalizace techniky smečování, excentrická odporová cvičení a zlepšení stability středu těla (Seminati & Minetti; 2013).

## 2.6 Asymetrie ramenního pletence volejbalistů

### 2.6.1 Postavení lopatky

Mnoho autorů popisuje u sportovců, kteří často provádí pohyby horními končetinami nad úroveň ramen, odlišné klidové postavení lopatky na dominantní horní končetině (DHK) v porovnání s nedominantní horní končetinou (NDHK) (Burkhart, Morgan & Kibler, 2003; Kibler, 1998; Kibler et al., 2013). Lopatka je ve větší protrakci a depresi, a to jak u zdravých sportovců, tak u sportovců, kteří již měli nějaká poranění v oblasti ramenního pletence (Vařeková et al., 2011; Oyama et al., 2008). Celý soubor těchto rysů se pak v odborné literatuře označuje jako SICK scapula syndrom (Skapulární malpozice, prominence angulus Inferior, bolest a malpozice processus Coracoideus, dysKinetický pohyb lopatky). Tato decentrace lopatky se dá objektivizovat pomocí antropometrického vyšetření, dle nálezu je stanoveno Sick scapula skóre. Dle studie (Reeser et al., 2010) se skóre  $\geq 3$  objevuje u hráčů s bolestí či patologií ramenního kloubu během probíhající sezóny. Potencionálně by toto testování mohlo být využito pro screening.

Asymetrické postavení lopatky nebylo zdůvodnitelné žádnou strukturální abnormalitou jako např. patologií klíční kosti, acromionu nebo žeber. Předpokládá se, že asymetrie lopatky je dáno prodloužením trapézového svalu, m. levator scapulae, mm. rhomboideí, m. serratus anterior. Přestože mnoho výzkumníků popisuje klidovou asymetrickou pozici lopatky dominantní horní končetiny over-head sportovců není zcela jasné, zda taková asymetrie přímo znamená pro sportovce závažnější svalovou inkoordinace vedoucí k poranění (McClure et al, 2012).

Postavení lopatek také sledoval Kugler a jeho tým (Kugler et al., 1996). V závěru studie uvádějí, že změněné postavení se vyskytuje především u elitních hráčů, zatímco u rekreačních volejbalistů se takovýto statisticky významný náleznepotvrdil. Asymetrie lopatek je nejvíce markantní u smečářů a dále u hráčů, kteří si stěžovali na bolesti dominantního ramene.

Vařeková a kolektiv (Vařeková et al., 2011) zjišťovali asymetrie kloubních rozsahů a posturálního nastavení lopatky u českých a slovenských extraligových volejbalistek. Ve výsledku zaznamenali typický posturální vzorec. Na straně preferované HK byla lopatka ve větší depresi a laterálním posunu a kontralaterální crista iliaca byla postavena více kraniálně. Vařeková a kolektiv spojují depresi pravé lopatky a postavení levé cristy vlevo více kraniálně se skoliózou tvaru S,

kde je hrudní oblast konvexní doleva a v bederní oblasti je skoliotická křivka konvexní doprava. Strukturální skolióza ověřitelná pomocí Adamsova testu byla ovšem prokázána pouze u 2 probandek. V ostatních případech se tedy jednalo o funkční skoliózu. Takovýto nález není neobvyklý u běžné populace, nicméně v případě studovaného vzorku byl evidentní. Vařeková a kolektiv jako důvod tohoto posturálního vzoru uvádějí neadekvátní tréninkové zatížení a optimálně nevyvážený fitness trénink.

### **2.6.2 Stereotyp abdukce**

Hosseinimehr et al. (2015) sledovali stranový rozdíl v scapulohumerálním poměru a velikosti rotace lopatky při pohybu do abdukce pomocí dvou sklonoměrů. Jedním byla měřena elevace humeru a za použití druhého rotace lopatky. Výzkumnou skupinu tvořili házenkáři (n=10) a volejbalisté (n=7), do kontrolní skupiny byli zařazeni osoby (n=17) nevěnující se žádné pravidelné aktivitě. U nesportovců nebyl zaznamenán žádný rozdíl mezi pravou a levou stranou. Scapulohumerální poměr vypadal např. u dominantního ramene tato: při 45° byl poměr 8,2:1, při 90° zjistili poměr 6,9:1, při 135° stanovili poměr na 4,4:1. U sportovců bylo prokázáno, že na dominantní straně je scapulohumerální poměr statisticky významně nižší, než na nedominantní straně, a to při 45° je 5,4:1, při 90° je poměr 5,6:1 a při abdukce 130° odpovídá 3,7:1. Nedominantní strana vykazovala podobné hodnoty jako v případě sportovně neaktivních osob. Co se týče míry rotace lopatky při pohybu, pozoroval Hosseinimehr a kolektiv asymetrii již v klidovém postavení, kdy na dominantní straně je lopatka rotována více k páteři. Při pohybu je zevní rotace dolního úhlu lopatky na dominantní straně vyšší prokazatelně při 90° a 135° abdukce. Autoři nepovažují tyto diskrepance mezi stranami automaticky za patologický příznak, ale spíše za adaptaci horní končetiny na sportovní zatížení.

### **2.6.3 Rozsah rotací v glenohumerálním kloubu**

Mnoho studií potvrzuje jak u mužů, žen, tak juniorů změny rozsahu pohybu rotací v ramenním kloubu u over-head sportovců. V dostupné literatuře (Almeida et al.; 2013; Moreno-Pérez et al., 2015; Myers et al.; 2006) je často popisováno snížení rozsahu vnitřní rotace (VR) v glenohumerálním kloubu, které se v anglosaské literatuře označuje zkratkou GIRD (glenohumeral internal rotation deficit) a naopak zvýšení rozsahu zevní rotace (ZR).



Systematická review (Challoumas, Stavrou & Dimitrakakis; 2016), která bilaterálně srovnávala rozsah pohybu v glenohumerálním kloubu u volejbalistů zjistila, že 3 studie potvrzují zvýšení ZR a snížení VR na dominantní straně, 4 studie udávají pouze snížení VR bez zvýšení ZR a 2 studie shledaly, že rozsah rotací je bilaterálně shodný. Celkově pak rozsah zvýšení zevní rotace kolísá od  $-2,3^\circ$  do  $13^\circ$  a snížení vnitřní rotace se pohybovalo v intervalu od  $-2,2^\circ$  do  $-20^\circ$ . Toninová (Tonin et al., 2013) uvádějí jako průměrnou naměřenou hodnotu pasivní VR  $43,3^\circ$  na dominantní straně, na nedominantní straně  $63,2^\circ$ . ZR se na nedominantním rameni pohybovala kolem čísla  $116,8^\circ$  a na dominantní průměrně dosahovala  $125,3^\circ$ .

Metanalýza Kellera a kolektivu (2018) porovnávala výsledky 17 studií, které se zaměřovaly na spojitost mezi změnou rozsahu rotací GHK a patologiemi ramene. Studie byly prováděny u volejbalistů, oštěpařů, hráčů kriketu, baseballistů, amerických fotbalistů a dalších over-head sportovců. Keller et al. uvádějí, že zvýšení totálního rozsahu rotací na dominantní straně je protektivní adaptací jedince před poraněním vznikajícím z důvodu opakovaných švihových pohybů o velkém rozsahu. Snížení celkového rozsahu rotací představuje pro sportovce naopak zvýšené riziko poranění. Zároveň je však redukce VR a nadměrná ZR u overhead sportovců spojována s patologiemi ramenního pletence a také loketního kloubu (např. poranění ligamentum collaterale mediale humeri), přestože tato korelace není statisticky významná (Keller et al., 2018).

Reesers a kolektiv (2010) považuje GIRD u volejbalistů za fyziologickou adaptaci ramenního pletence na opakovaný švihový pohyb a automaticky jej nespojuje přímo s bolestí. Dle studie Shanleyho a kolektivu (2011) je při hodnotě GIRD nad  $25^\circ$  4x větší nebezpečí poranění horní končetiny softballistů a baseballistů. Dle této studie je stranový rozdíl vnitřní rotace v GHK u volejbalistů průměrně  $8,9^\circ$ , a proto samo o sobě snížení rozsahu vnitřní rotace není rizikovým faktorem.

Také zvýšená zevní rotace představuje pro volejbalové hráče důležitou biomechanickou adaptaci a nemusí nutně korelovat se zvýšeným rizikem poranění. Studie na kadáverech (Bukhart, Morgan & Kibler; 2000) sice ukazují, že nadměrná zevní rotace může způsobit patologii vláken rotátorové manžety, impingement labra či riziko vzniku SLAP (superior labrum anterior posterir) léze. Nicméně dle studie Toninové (2013) naopak hráčky volejbalu a házené, které měly pasivní rozsah ZR na dominantním rameni menší než  $130^\circ$ , udávali bolesti ramene nebo měli pozitivní klinické testy (Jobeho test, Speedův test, Apprehension-relocation test, Sulcus sign).

Redukce, jinak pro volejbalisty příznačné extrémní zevní rotace, mohla být následkem proběhlé adhezivní kapsulitidy či jiného patologického procesu (Dundar et al., 2009).

Omezení vnitřní rotace je spojováno s kontrakturou posteroinferiorní části ramenního kloubního pouzdra (Burkhart, Morgan & Kibler, 2000) a nadměrnou retroflexí humeru (Tokish et al., 2008). Dle studie Kuglera (Kugler et al., 1996) je mezi hráči volejbalu stěžujícími si na bolesti ramene častý nález zkrácení dorzální části pouzdra ramenního kloubu a snížená schopnost protažení svalů na dorzální straně ramene. Voralek, Süß a Parkanova (2007) spojují omezení rozsahu pohybu do vnitřní rotace u dříve nezraněných mladých volejbalistů s funkčním zkrácením nebo oslabením svalů v okolí kloubu.

#### **2.6.4 Svalová síla**

Horní končetiny jsou při volejbale asymetricky zatěžovány, proto je zřejmé, že u profesionálních hráčů lze nalézt rozdíly ve svalové síle. Zkoumány jsou především rozdíly ve svalové síle mezi rotátory.

Testování pomocí isokinetického dynamometru ukázalo, že hráči i hráčky volejbalu mají zvýšenou koncentrickou sílu vnitřních rotátorů (konkrétně m. subscapularis a m. teres major) na dominantní paži při porovnání s nedominantní paží. Na dominantní paži jsou dále výrazně silnější vnitřní rotátory než zevní rotátory a to jak při koncentrické tak excentrické svalové práci (Markou & Vagenas, 2006; Wang & Cochrane, 2001).

Z hlediska volejbalu je důležitý poměr (excentrické) eZR/kVR (koncentrická). To odpovídá fázi zrychlení před úderem do balónu. Poměr kZR/eVR pak reflektuje okamžik náprahu do maximální zevní rotace. Výsledkem systematické review (Berckmans et al., 2017) bylo, že na dominantní straně je u volejbalistů často snížený funkční poměr eZR/kVR, a to z důvodu výrazného zvýšení koncentrické síly vnitřních rotátorů.

Dále bylo předmětem zkoumání, zda podobných asymetrických výsledků dosahují muži i ženy a dle výsledků slovinské studie (Hadzic et al., 2014), mohou být ženy méně ohroženy poraněním v důsledku svalových dysbalancí, jelikož dosahovaly lepších funkčních poměrů.

## 2.6.5 Hypotrofie m. infraspinatus

Dále je mnohými popisovaná hypotrofie m. infraspinatus (Challoumas & Dimitrakakis, 2017; Surya, Pankhania & Islam, 2019). Touto problematikou se zabýval Lajtai a kolektiv (2012). U 35 polo-profesionálních hráčů beach-volejbalu pořídili záznam z m. infraspinatus a m. supraspinatus pomocí EMG a dále rychlost vedení n. suprascapularis za pomoci indukčních studií během volejbalového turnaje.

Hypotrofie m. infraspinatus byla viditelná u 34 % hráčů, z nichž 11 % klasifikovali jako silnou atrofii. Většina těchto hráčů subjektivně neuváděla žádná sportovní či zdravotní omezení. Na svalovou sílu atrofie však prokazatelný vliv měla. Pomocí dynamometrie bylo zjištěno, že dominantní paže 93 % testovaných hráčů (s atrofií či bez) vykazuje sníženou sílu zevních rotátorů v porovnání s nedominantní stranou. Tato redukce byla markantní především u hráčů, kterým byla klasifikována silná atrofie m. infraspinatus. Také indukční studie prokázaly rozdíly mezi DHK a NDHK. Vedení n. suprascapularis vykazovalo větší latenci a menší amplitudu na dominantní straně u hráčů s viditelnou atrofií.

Neuropatie n. suprascapularis může být způsobena trakčním mechanismem nebo opakovanými mikrotraumatizacemi. Repetitivní vykonávání balistických pohybů u volejbalistů vede k napínání nervu v rizikových úsecích a vzniku úžinových syndromů. Dvěma nejvíce exponovanými místy je incisura scapulae a sulcus spinoglenoidalis. Nebezpečí představuje i hypertrofie či osifikace ligamentum transversum scapulae superius. K útlaku nervu může vést také nádor, labrální léze, spinoglenoidální ganglion nebo poranění rotátorové manžety (Dungl, 2014).

V závěru této kapitoly můžeme shrnout některé adaptivní změny, které nastávají v oblasti ramenního pletence u profesionálních volejbalistů a obecně u sportovců, kteří často vykonávají paží švihové pohyby nad hlavou. Pro tyto sportovce bývá typická skapulární asymetrie charakterizovaná abdukcí, protrakcí a lateralizací lopatky. Dále vykazují zvýšení rozsahu pohybu v ramenním kloubu do zevní rotace a snížení rozsahu vnitřní rotace, svalovou dysbalanci dominantního ramenního pletence, kde je patrné zvýšení síly vnitřních rotátorů a naopak snížení síly zevních rotátorů, změny ve scapulohumerálním rytmu. Mezi další zjištěné změny patří zvýšení pasivního pohybu v GHK anteriorním směrem v kontrastu se snížením mobility posteriorním směrem.

I když existují články, které popisují timing neboli posloupnost zapojování jednotlivých svalů při pohybu dominantního ramene, je nedostatek studií, které by

zkoumaly, jestli i zde je patrná stranová asymetrie, případně, zda takové rozdíly korelují s výskytem obtíží.

## 3 CÍLE A HYPOTÉZY

### 3.1 CÍL DIPLOMOVÉ PRÁCE

Cílem diplomové práce je srovnání svalové aktivity vybraných svalů ramenního pletence mezi dominantní a nedominantní paží u volejbalistek pomocí povrchové EMG během pohybu horní končetiny do flexe a abdukce.

#### Dílčí cíl

Srovnání vybraných svalů dominantní a nedominantní horní končetiny volejbalistek pomocí tensiomyografie.

### 3.2 VĚDECKÉ OTÁZKY

**VO1:** Jak se liší svalová aktivita vybraných svalů dle EMG parametru mean amplitude mezi dominantní a nedominantní horní končetinou volejbalistek při flexi do 90° a 180°?

**VO2:** Jak se liší svalová aktivita vybraných svalů dle EMG parametru mean amplitude mezi dominantní a nedominantní horní končetinou volejbalistek při pohybu ze 180° flexe do nulové pozice?

**VO3:** Jak se liší svalová aktivita vybraných svalů dle EMG parametru mean amplitude mezi dominantní a nedominantní horní končetinou volejbalistek při abdukci do 90° a 180°?

**VO4:** Jak se liší svalová aktivita vybraných svalů dle EMG parametru mean amplitude mezi dominantní a nedominantní horní končetinou volejbalistek při pohybu z 180° abdukce do nulové pozice?

**VO5:** Jak se liší naměřené tensiomyografické hodnoty dominantní a nedominantní horní končetiny u volejbalistek?

## **4 METODIKA**

### **4.1 CHARAKTERISITKA VÝZKUMNÉHO SOUBORU**

Výzkumný soubor tvořilo 15 hráček volejbalu ve věku od 17 do 31 let. Průměrný věk hráček byl  $21,7 \pm 4,12$ . Volejbalistky jsou členkami extraligových týmů TJ Sokol Šternberk nebo VK UP Olomouc a hrají volejbal v průměru  $11,1 \pm 3$  let. Všechny hráčky kromě 2 mají dominantní pravou horní končetinu. Všechny zúčastněné probandky byly v době testování zdravé a bez závažných akutních úrazů či jiných zdravotních komplikací.

### **4.2 INFORMOVANOST ÚČASTNÍKŮ VÝZKUMU**

Všechny účastnice byly před zahájením měření poučeny o jeho průběhu a podepsaly informovaný souhlas (Příloha č. 1, str. 85). U dívek mladších 18 let byl vyžádán písemný informovaný souhlas zákonného zástupce (Příloha č. 2, str. 86). Výzkum byl schválen Etickou komisí FTK UP (Příloha č. 3, str. 87).

### **4.3 METODIKA VYŠETŘENÍ**

Celé testování probíhalo v RRR Centru léčby bolestivých stavů a pohybových poruch v Olomouci. Sběr dat byl prováděn dvěma fyzioterapeuty za účelem vpracování dvou analogických diplomových prací, které se liší vybranými svaly ramenního pletence a trupu a některými použitými testy.

#### **4.3.1 Anamnéza**

Před zahájením testování byla u každé probandky odebrána anamnestická data zahrnující věk, výšku, váhu, počet let věnovaných aktivně volejbalu, určení dominantní horní končetiny, hrací post, prodělané úrazy, operace a přítomnost bolestí či jiných obtíží pohybového systému.

#### **4.3.2 Vyšetření aspekce**

Vyšetření aspekce probíhalo ve stoji, probandky byly boso, oděny pouze ve spodním prádle. Vizually jsem hodnotila postavení hlavy, ramenního pletence, páteře, pánve a dolních končetin z ventrální, dorzální a laterální strany.

### **4.3.3 Vyšetření hypermobility dle Jandy**

Hypermobilita pažního pletence byla testována dle Jandy (1996) pomocí zkoušky šály, zkoušky zapažených paží a zkoušky založených paží.

#### **Zkouška šály**

Probandka stojí, vyšetřovnou paží provede horizontální addukci v ramenním kloubu. Pokud dosahuje loket k vertikální ose těla a prsty překrývají trnové výběžky, jedná se o normální rozsah. Při hypermobilitě je loket až za vertikální osou těla a měříme vzdálenost, o kterou prsty přesahují trnové výběžky. Zkouška je vykonána bilaterálně a jsou zaznamenány stranové rozdíly. V našem případě byl přesah o 10 cm hodnocen jako norma, přesah nad 10 cm jako hypermobilita, nedosažení trnových výběžků jako hypomobilita.

#### **Zkouška zapažených paží**

Probandka stojí, obě horní končetiny zapaží a snaží se navzájem za zády dosáhnout kontaktu prsty. Nesmí docházet k nadměrné lordotizaci páteře. Za normu se pokládá dotyk pouze špičkami prstů. Při hypermobilitě je vyšetřovaný schopen překrýt celou oblast prstů, dlaní nebo dokonce zápěstí. Snížený rozsah pohybu se projeví nemožností spojit špičky prstů. Zkoušku je nutno vykonat i obráceně.

#### **Zkouška založených paží**

Probandka ve stoji zapaží a překříží paže, při normálním rozsahu by měla dosáhnout prsty na protilehlý acromion. Hypermobilita se projeví překrytím části či celé lopatky dlaněmi. Při hypomobilitě vyšetřovaná není schopná dosáhnout prsty k acromionu. Chybou je přílišná extenze páteře (Janda, 1996).

### **4.3.4 Testy na instabilitu ramenního kloubu**

V rámci vyšetření stability ramenního kloubu byly provedeny dva testy, a to Apprehension test na přední instabilitu a Jerk test na zadní instabilitu ramene. Způsob provedení byl vykonán dle instrukcí Galla a kolektivu (2011).

#### **Přední Apprehension test**

Probandka zaujme pozici vleže na zádech, vyšetřující pasivně nastaví flexi 90° v loketním kloubu, dále převede paži do 90° abdukce v ramenním kloubu, poté pomalu

převede paži do zevní rotace. Pokud při tomto pohybu vyšetřovaná cítí bolest či obavu z vykloubení hlavice humeru, je test považován za pozitivní.

### **Jerk test**

Probandka zaujme vzpřímený sed, vyšetřující provede flexi v loketním kloubu, testovanou paži nastaví do 90° abdukce a do vnitřní rotace. Paži fixuje v oblasti olecranonu a převádí ji do sagitální roviny. Bolest či obava z možné luxace opět znamená pozitivitu testu (Gallo, 2011).

## **4.3.5 Testování posturální stabilizace dle Koláře**

V této diplomové práci byly použity dva testy, jak je popisuje prof. Pavel Kolář: test elevace paží a test polohy na čtyřech. Jedná se o vyšetření, která hodnotí kvalitu a způsob zapojení více svalových skupin, které jsou nutné pro stabilizaci trupu, pánve a páteře. Taková optimální stabilizace pak vytváří adekvátní oporu pro pohyb končetin.

### **Test elevace paží**

Výchozí pozicí je leh na zádech, paže jsou podél těla, dolní končetiny volně nataženy. Probandka je vyzvána k elevaci paží do 120° flexe. Pozorujeme reakci celého trupu a jeho svalstva na pohyb paží, který by měl probíhat především v ramenních kloubech a nemělo by docházet k souhybu páteře nebo hrudního koše. Za patologii považujeme hyperaktivitu horní porce m. rectus abdominis, hyperextenzi thorakolumbálního přechodu či posun hrudníku do inspiračního postavení.

### **Test polohy na čtyřech**

Testované hráčky zaujaly polohu na čtyřech, kdy se opíraly o dlaně a kolena. Následně pomalu přesunuly váhu těla dopředu směrem nad opřené dlaně. Při provádění pohybu sledujeme postavení lopatek, oporu o dlaně, souhyb hlavy, pánve či páteře a jiné známky insuficience. Za neoptimální provedení považujeme posun lopatek kraniálně, vystoupení mediálních hran lopatek nebo dolního úhlu lopatek, reklinace hlavy, anteverze pánve, neadekvátní oporu o dlaň a jiné (Kolář 2009).

## **4.3.6 EMG vyšetření**

Pro EMG vyšetření byl použit přístroj NORAXON – MYOSYSTEM 1400A. Získaný záznam svalové aktivity byl upravován v programu MyoResearch XP Master



Version 1.03.05. K měření byly použity stříbrochloridové, povrchové, samolepící, gelové elektrody Covidien Kendall (průměr 24 mm) s napojením na osmi kanálový zesilovač. Kůže, kam byly umísťovány elektrody, byla suchá a bez viditelných nečistot.

Elektrody byly aplikovány na tělo hráček dle doporučení SENIAM. 2 bipolární elektrody byly umístěny na každý vybraný sval bilaterálně tak, aby vzájemná vzdálenost středů elektrod byla 20 mm a byly nalepeny paralelně s průběhem svalových vláken ve středu svalového břicha. Referenční elektroda byla umístěna v místech, kde je tkáň minimálně elektricky aktivní, v tomto případě na acromionu. Elektrody byly lepeny bilaterálně. Vyšetřovány byly tyto svaly:

1. **Musculus biceps brachii, caput longum:** elektrody byly umístěny v distální třetině spojnice mezi acromionem a kubitální jamkou.
2. **Musculus pectoralis major, klavikulární část:** elektrody byly nalepeny pod klíční kost šikmo kaudálně



Obrázek 4 Uložení elektrod- m. biceps brachii caput longum; m. pectoralis major, klavikulární část (vlastní fotografie)

3. **Musculus triceps brachii, caput longum:** Elektrody byly umístěny v polovině vzdálenosti mezi olecranonem a zadní cristou acromionu, 2 prsty pod mediální linií.
4. **Musculus infraspintus:** Uložení elektrod kopírovalo kraniolaterální průběh svalových vláken m. infraspintus ve fossa infraspinata.



Obrázek 5 Uložení elektrod- m. triceps brachii, m. infraspinatus, zemní elektroda (vlastní fotografie)

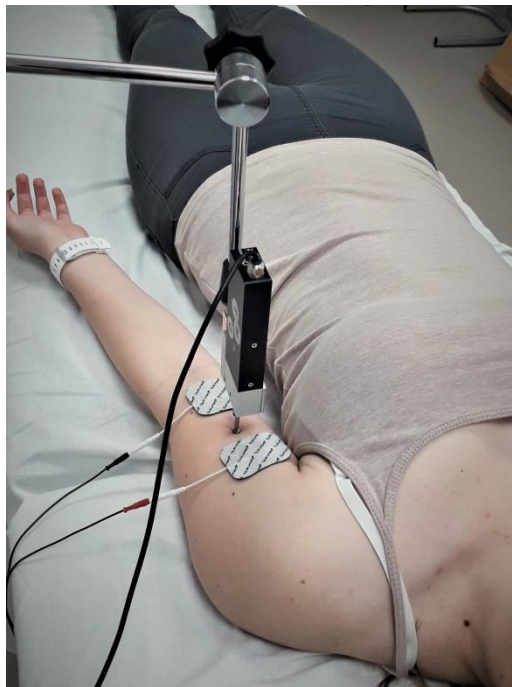
Po umístění a nalepení elektrod bilaterálně na 4 skupiny svalů: m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. infraspinatus, byla ověřena funkčnost přístroje, kvalita signálu a přítomnost artefaktů. Probandka zaujala stoj mírně rozkročný, paže měla podél těla a v jedné ruce držela činku o váze 3 kg. Testované pohyby byly probandkami jednou zkušebně provedeny před započítáním vlastního měření. To sestávalo ze 2 pohybů včetně zpětného pohybu do výchozí pozice, které byly provedeny bilaterálně, tedy 4 měřené pohyby celkem.

1. **Pohyb do flexe:** Paže je připažená, loketní kloub je v extenzi, předloktí je v pronáčném postavení, v ruce drží probandka činku. Dominantní/nedominantní paži se zátěží provede z výchozí pozice flexi v ramenním kloubu do 90°, následuje výdrž v pozici 3 sekundy, pokračuje flexí v ramenním kloubu dominantní/nedominantní paže do 180°. Poté pomalým pohybem z maximální flexe v ramenním kloubu připaží do výchozí pozice. Paži, ve které nedrží činku, má probandka po celou dobu volně spuštěnou podél těla.
2. **Pohyb do abdukce:** Paže je připažená, loketní kloub je v extenzi, předloktí v neutrálním postavení, v ruce drží probandka činku. Dominantní/nedominantní paži se zátěží provede z výchozí pozice abdukci v ramenním kloubu

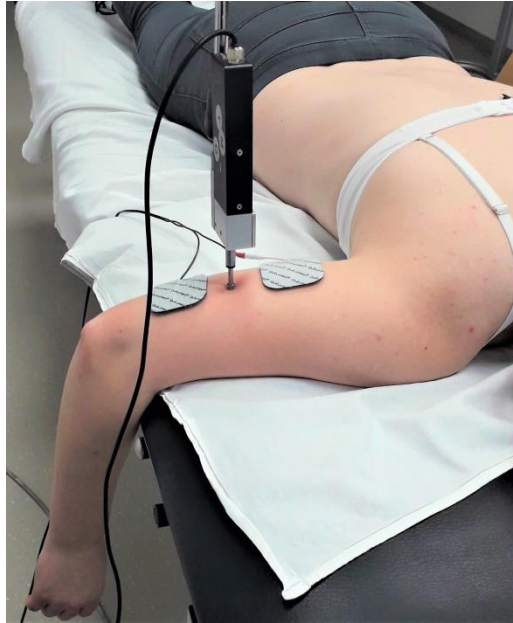
do 90°, následuje výdrž v pozici 3 sekundy, pokračuje abdukcí v ramenním kloubu dominantní/nedominantní paží do 180°. Poté pomalým pohybem z maximální abdukce v ramenním kloubu připaží do výchozí pozice. Paži, ve které nedrží činku, má probandka po celou dobu volně spuštěnou podél těla.

#### 4.3.7 TMG vyšetření

Tensiomyografie slouží k neinvazivnímu vyšetření izometrické kontrakce svalů. K vyšetření byl použit přístroj Tensiomyograf TMG-S1. Pod vedením zaškoleného odborníka na TMG byly jednotlivě měřeny bilaterálně svaly m. biceps brachii a m. triceps brachii. Výchozí pozicí pro měření m. biceps brachii byl leh na zádech, vyšetřovaná paže byla položena volně podél těla, předloktí měla probandka v supinačním postavení, viz Obrázek 6. Při měření m. triceps brachii ležela probandka na břiše, v ramenním kloubu vyšetřované paže byla nastavena 90° abdukce a předloktí volně viselo přes okraj lehátka, viz Obrázek 7, str. 44. Před zahájením měření byla kůže v cílové oblasti vyčištěna, do středu svalového bříska ve vzájemné vzdálenosti 5 cm byly nalepeny gelové lepící elektrody o velikosti 50 x 50 mm (od výrobce Quirumed). V polovině vzdálenosti elektrod byl umístěn tensiomyografický sensor, a to takovým způsobem, že kovová tyčinka sensoru byla nastavena kolmo na průběh svalových vláken a mírně zanořena do kůže a svaloviny.



Obrázek 6 Tensiomyografické měření m. biceps brachii- výchozí nastavení (vlastní fotografie).



Obrázek 7 Tensiomyografické měření m. triceps brachii- výchozí nastavení (vlastní fotografie)

Po zanesení základních dat (jméno, pohlaví, druh sportu, post) do softwaru počítače, nastavení pozice probandky a sensoru, začalo vlastní měření. Z elektrostimulátoru byl generován elektrický impuls o délce 1 ms a počáteční intenzitě 20 mA, který vyvolal izometrickou kontrakci stimulovaného svalu, tensiomyografický sensor zachytil radiální změnu velikost svalového bříška v závislosti na čase. Všechny získané údaje byly automaticky zaneseny do grafu. Stimulace svalu byla opakována s vyšší intenzitou, a to 40 mA a 60 mA (hodnota maximální intenzity je 110 mA), dokud nebyla vybavena maximální svalová odezva. Měření bylo provedeno bilaterálně. Ke statistickému zpracování pak byly použity hodnoty Tc (doba kontrakce svalu) a Tr (relaxace svalu).

#### 4.4 ZPRACOVÁNÍ DAT

Po dokončení měření jsem získala surový EMG záznam aktivity vybraných svalů, který byl upraven a vyčištěn od EKG signálu. Ke zpracování signálu se používá filtrace, rektifikace a vyhlazení amplitudy signálu. Pro výzkumné účely byl použit parametr mean amplitude, který udává průměrnou elektromyografickou aktivitu za určitý časový úsek.

Byly bilaterálně srovnávány SEMG parametry mean amplitude, určené pro každý sval a každou fázi výše popsaných pohybů, tzn. pro flexi i abdukci od 0° do 90°, od 90° do 180° a pohyb ze 180° do výchozí pozice. Pro statistické vyhodnocení TMG měření byly použity hodnoty Tc a Tr každého svalu. Tyto údaje

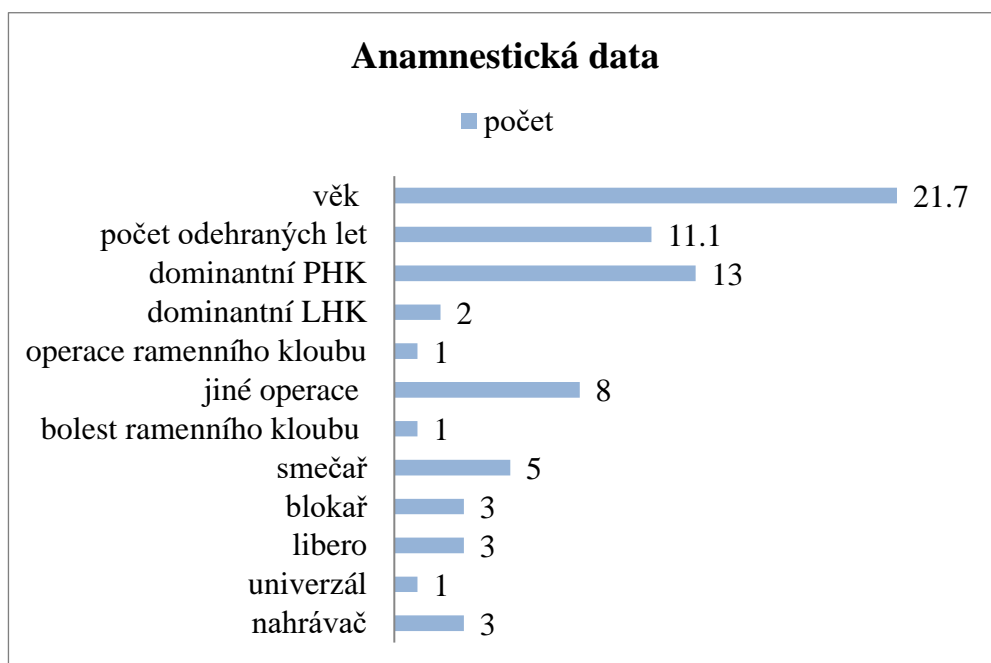
byly dále v programu STATISTICA zpracovány pomocí neparametrického Wilcoxonova párového testu a Znaménkového testu.

Znaménkový test je zjednodušenou variantou Wilcoxonova testu. Je méně citlivý, jelikož hodnotí pouze počet kladných a záporných rozdílů. Hladina statistické významnosti, na jejímž základě byla zamítnuta vědecká hypotéza, byla stanovena na  $p < 0,05$ . Výsledky ostatních vyšetření byly zpracovány do tabulek.

## 5 Výsledky

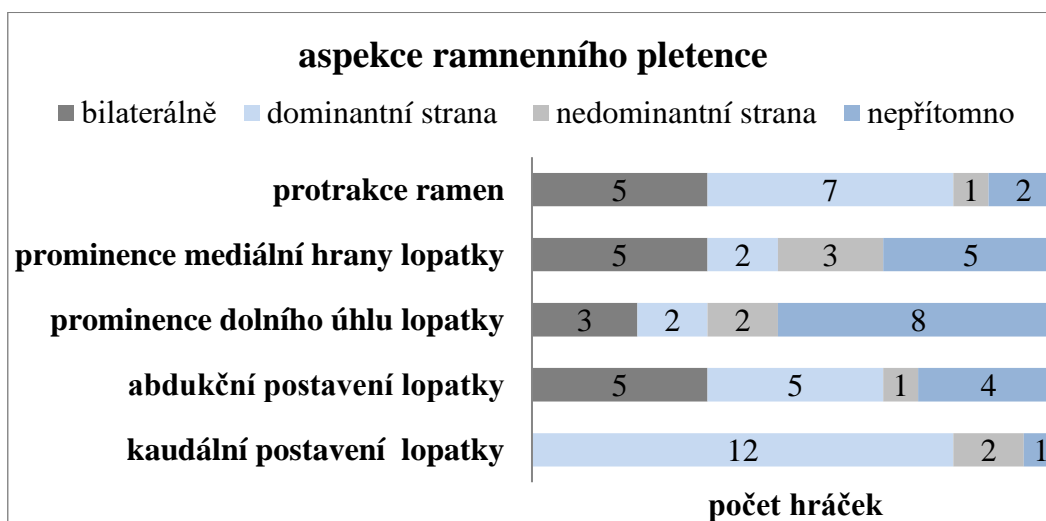
Anamnestická data shrnuje Tabulka 1. Ve výzkumném vzorku měla pouze 1 hráčka operaci ramenního kloubu na dominantní straně, jednalo se o poranění šlachy m. biceps brachii. Jiná hráčka udávala bolesti v oblasti ramenního pletence a loketního kloubu taktéž na dominantní straně. Mezi jinými uvedenými úrazy a operacemi výrazně převažovaly operace kolenních kloubů (7 probandek) a distorze kotníku (8 probandek). BMI (Body Mass Index) všech hráček se pohybovalo v normálních hodnotách, tzn. v rozmezí od 18,5-24,9.

Tabulka 1



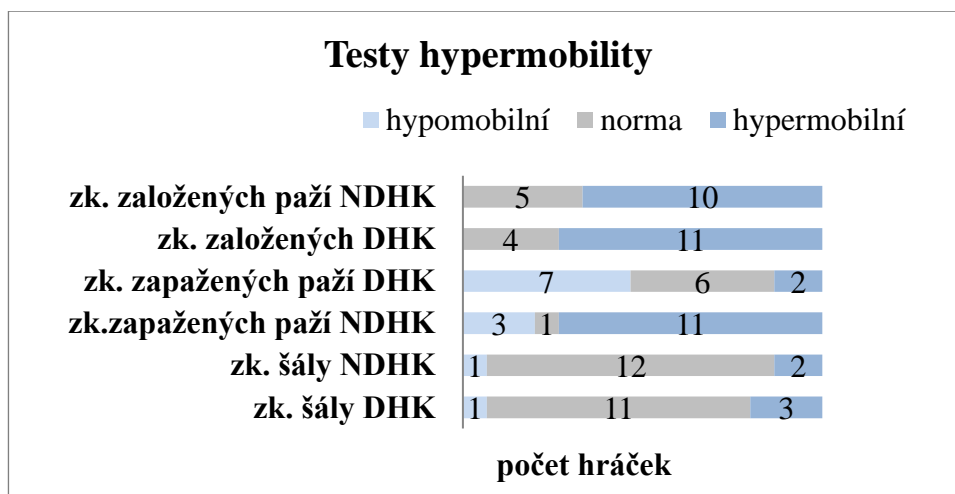
Z aspekčního vyšetření je s ohledem na cíl diplomové práce popsána v Tabulce 2 pouze oblast ramenního pletence. Postavení lopatek bylo hodnoceno vizuálně 2 vyšetřujícími osobami, k ověření nebylo použito žádné délkové měřidlo či sklonoměr. Nejčastějším nálezem bylo kaudální postavení ramenního pletence na dominantní straně, viz Tabulka 2, str. 47.

Tabulka 2



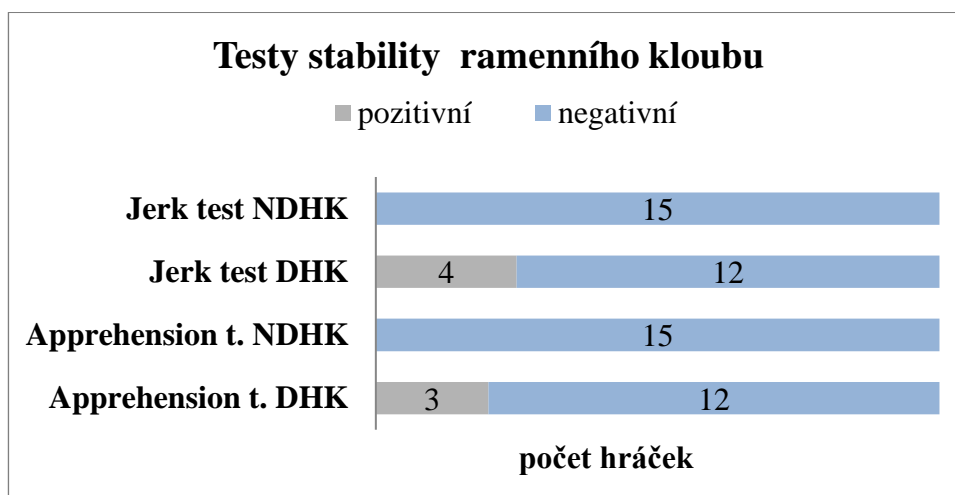
Probandky při vyšetřování hypermobility, viz Tabulka 3, vykazovaly srovnatelné výsledky u zkoušky šály a zkoušky založených paží. Naopak rozdílný výsledek lze sledovat u zkoušky zapažených paží. Označení DHK nebo NDHK udává, která paže prováděla pohyb za záda do maximální vnitřní rotace v ramenním kloubu. V tomto případě pozorujeme, že zapažení DHK za záda a dosažení kontaktu s prsty druhé končetiny činilo volejbalistkám větší potíže, tj. 7 probandek vykazovalo hypomobilní rozsah, zatímco hypomobilita na NDHK byla pozorována pouze u 3 hráček. Při zkoušce založených paží, která vyžaduje dostatečnou zevní rotaci ramenních kloubů, vykazují volejbalistky bilaterálně spíše sklon k hypermobilitě.

Tabulka 3



Legenda: zk.- zkouška, NDHK- nedominantní horní končetina, DHK- dominantní horní končetina

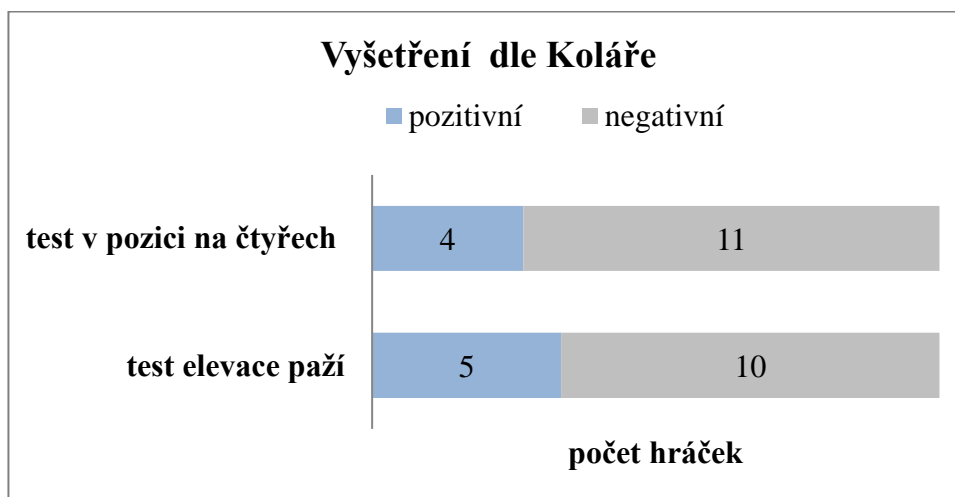
Tabulka 4



Legenda: t.- test, NDHK- nedominantní horní končetina, DHK- dominantní horní končetina

Při hodnocení předozadní stability ramenního kloubu, viz Tabulka 4, byl současně Apprehension a Jerk test pozitivní pouze na dominantní HK u 3 hráček. U další hráčky byl pozitivní pouze Jerk test, opět na DHK. Tato hráčka jako jediná měla v anamnéze uvedenou operaci ramenního kloubu, provedenou před více než 5 lety, aktuálně ale žádné obtíže v oblasti ramene neudávala. Hráčky, u kterých byl nález předozadní instability, taktéž neuváděly žádné bolesti či jiné obtíže ramenního kloubu.

Tabulka 5



Tabulka číslo 5 obsahuje výsledky vyšetření posturální stabilizace pomocí testu elevace paží a testu v pozici na čtyřech dle Koláře. Sledované kvality jsou uvedeny na str. 40. Pokud byla přítomná alespoň jedna odchylka, byl test posturální insuficience považován za pozitivní. Oba testy byly současně pozitivní pouze v případě dvou hráček. Jedna z nich měla pozitivní také oba testy na předozadní instabilitu.



## 5.1 Vědecká otázka 1

Jak se liší svalová aktivita vybraných svalů dle EMG parametru mean amplitude mezi dominantní a nedominantní horní končetinou volejbalistek při flexi do 90° a 180°?

Tabulka 6 Znaménkový test - flexe do 90°

Proměnné	Znaménkový test			
	Počet proměnných	Procenta	Z	p-hodnota
<b>DPM&amp;NPM</b>	15	53,33333	0	1
<b>DBB&amp;NBB</b>	15	73,33333	1,549193	0,121335
<b>DTB&amp;NTB</b>	15	60	0,516398	0,605577
<b>DIS&amp;NIS</b>	15	60	0,516398	0,605577

Legenda k Tabulce 6:

PM...pectoralis major

BB...biceps brachii

TB...triceps brachii

IS....infraspinatus

D...dominantní HK

N...nedominantní HK

Z...hodnota testovacího kritéria

p...hodnota statistické významnosti

Tabulka 6 zobrazuje statistické vyhodnocení bilaterálního porovnání parametru mean amplitude 4 zkoumaných dvojic svalů při pohybu paže se zátěží z výchozí pozice do 90° flexe pomocí Znaménkového testu. V této fázi pohybu žádný rozdíl mezi hodnotami nedosahuje statisticky významné hodnoty, která byla stanovena na  $p < 0,05$ . Počet proměnných v tomto případě koreluje s počtem otestovaných hráček, kterých bylo 15.

Tabulka 7 Wilcoxonův párový test - flexe do 90°

Proměnné	Wilcoxonův test			
	Počet proměnných	T	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	49	0,624758	0,53213
DBB&NBB	15	21	2,215051	0,026757
DTB&NTB	15	34	1,476701	0,139757
DIS&NIS	15	48	0,681554	0,495521

Legenda k Tabulce 7:

PM...pectoralis major

BB...biceps brachii

TB...triceps brachii

IS...infraspinatus

D...dominantní HK

N...nedominantní HK

Z...hodnota testovacího kritéria

p...hodnota statistické významnosti

T...hodnota testovacího kritéria

Tabulka 7 zobrazuje statistické vyhodnocení a srovnání naměřené hodnoty mean amplitude při pohybu z 90° flexe do 180° flexe. Červenou barvou jsou zvýrazněny případy, kdy bylo dosaženo hladiny statistické významnosti. V tomto případě byl nalezen rozdíl v aktivitě m. biceps brachii. U ostatních svalů nebyl rozdíl mezi DHK a NDHK prokázán.

Tabulka 8 Znaménkový test - flexe z 90° do 180°

Proměnné	Znaménkový test			
	Počet proměnných	Procenta	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	53,33333	0	1
DBB&NBB	15	80	2,065591	0,038867
DTB&NTB	15	80	2,065591	0,038867
DIS&NIS	15	46,66667	0	1

Legenda: viz legenda k Tab. 6, str. 46

Při pohybu z 90° flexe do 180° byl dle Znaménkového testu, jak zobrazuje Tabulka 8, prokázán statisticky významný rozdíl u 2 svalů, a to m. biceps brachii  $p=0,039$  a m. triceps brachii  $p=0,039$ , m. infraspinatus a m. pectoralis major žádnou statisticky významnou rozdílnost ve výsledcích nevykazovali.

Tabulka 9 Wilcoxonův párový test - flexe z 90° do 180°

Proměnné	Wilcoxonův test			
	Počet proměnných	T	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	59	0,056796	0,954708
DBB&NBB	15	22	2,158255	0,030909
DTB&NTB	15	19	2,328644	0,019879
DIS&NIS	15	58	0,113592	0,909561

Legenda: viz legenda k Tab. 7, str. 47

V Tabulce 9, která zobrazuje vyhodnocení asymetrie při pohybu od 90° flexe do 180° dle Wilcoxonova testu, dosahuje statisticky významných hodnot opět pouze m. biceps brachii  $p=0,031$  a m. triceps brachii  $p=0,02$ , v ostatních případech nebylo dosaženo statisticky významných hodnot.

## 5.2 Vědecká otázka 2

Jak se liší svalová aktivita vybraných svalů dle EMG parametru mean amplitude mezi dominantní a nedominantní horní končetinou volejbalistek při pohybu z flexe 180° do nulové pozice?

Tabulka 10 Znaménkový test - pohyb ze 180° flexe do výchozí pozice

Proměnné	Znaménkový test			
	Počet proměnných	Procenta	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	46,66667	0	1
DBB&NBB	15	73,33333	1,549193	0,121335
DTB&NTB	15	73,33333	1,549193	0,121335
DIS&NIS	15	40	0,516398	0,605577

Legenda: viz legenda k Tab. 6, str. 46

Znaménkový test (viz Tabulka 10) naměřených hodnot pro pohyb paže ze 180° flexe do výchozí pozice neprokázal žádné statisticky významné rozdíly u žádné sledované skupiny svalů.

Tabulka 11 Wilcoxonův párový test - pohyb ze 180° flexe do výchozí pozice

Proměnné	Wilcoxonův test			
	Počet proměnných	T	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	56	0,227185	0,82028
DBB&NBB	15	28	1,817478	0,069145
DTB&NTB	15	18	2,38544	0,017059
DIS&NIS	15	57	0,170389	0,864705

Legenda: viz legenda k Tab. 7, str. 47

Citlivější Wilcoxonův test (viz Tabulka 11) prokázal pro pohyb paže z maximální 180° flexe do výchozí pozice statisticky významný stranový rozdíl pouze u m. tricepsu brachii,  $p=0,017$ .

### 5.3 Vědecká otázka 3

Jak se liší svalová aktivita vybraných svalů dle EMG parametru mean amplitude mezi dominantní a nedominantní horní končetinou volejbalistek při abdukci do 90° a 180°?

Tabulka 12 Znaménkový test - abdukce do 90°

Proměnné	Znaménkový test			
	Počet proměnných	Procenta	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	66,66667	1,032796	0,3017
DBB&NBB	15	66,66667	1,032796	0,3017
DTB&NTB	15	73,33333	1,549193	0,121335
DIS&NIS	15	60	0,516398	0,605577

Legenda: viz legenda k Tab. 6, str. 46

Znaménkový test (viz Tabulka 12) neprokázal žádný statisticky významný rozdíl parametru mean amplitude při pohybu paže z výchozí pozice do 90° abdukce.

Tabulka 13 Wilcoxonův párový test - abdukce do 90°

Proměnné	Wilcoxonův test			
	Počet proměnných	T	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	27	1,874274	0,060894
DBB&NBB	15	32	1,590293	0,11177
DTB&NTB	15	35	1,419905	0,155636
DIS&NIS	15	49	0,624758	0,53213

Legenda: viz legenda k Tab. 7, str. 47

Dle Wilcoxonova testu (viz Tabulka 13) taktéž nebyl prokázán žádný statisticky významný rozdíl naměřených dat při pohybu paže z výchozí pozice do 90° flexe.

Tabulka 14 Znaménkový test - abdukce z 90° do 180°

Proměnné	Znaménkový test			
	Počet proměnných	Procenta	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	66,66667	1,032796	0,3017
DBB&NBB	15	66,66667	1,032796	0,3017
DTB&NTB	15	80	2,065591	0,038867
DIS&NIS	15	66,66667	1,032796	0,3017

Legenda: viz legenda k Tab. 6, str. 46

Znaménkový test (viz Tabulka 14) prokázal statisticky významnou stranovou odlišnost parametru mean amplitude během pohybu z 90° abdukce do 180° abdukce pouze pro m. triceps brachii,  $p=0,039$ .

Tabulka 15 Wilcoxonův párový test – abdukce z 90° do 180°

Proměnné	Wilcoxonův test			
	Počet proměnných	T	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	28	1,817478	0,069145
DBB&NBB	15	49	0,624758	0,53213
DTB&NTB	15	18	2,38544	0,017059
DIS&NIS	15	42	1,022331	0,306625

Legenda: viz legenda k Tab. 7, str. 47

Shodně s výsledkem Znaménkového testu, také Wilcoxonův test (viz Tabulka 15) vykázal stejný výsledek, tj. při pohybu paže z 90° abdukce do 180° abdukce byl stranový rozdíl prokázán pouze u m. tricepsu brachii,  $p=0,017$ .

## 5.4 Vědecká otázka 4

Jak se liší svalová aktivita vybraných svalů dle EMG parametru mean amplitude mezi dominantní a nedominantní horní končetinou volejbalistek při pohybu z 180° abdukce do nulové pozice?

Tabulka 16 Znaménkový test - pohyb ze 180° abdukce do výchozí pozice

Proměnné	Znaménkový test			
	Počet proměnných	Procenta	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	60	0,516398	0,605577
DBB&NBB	15	73,33333	1,549193	0,121335
DTB&NTB	15	80	2,065591	0,038867
DIS&NIS	15	60	0,516398	0,605577

Legenda: viz legenda k Tab. 6, str. 46

Při pohybu z maximální abdukce paže do výchozí pozice byla pomocí Znaménkového testu (viz Tabulka 16) prokázána stranově odlišná aktivita pro m. ticeps brachii,  $p=0,039$ .

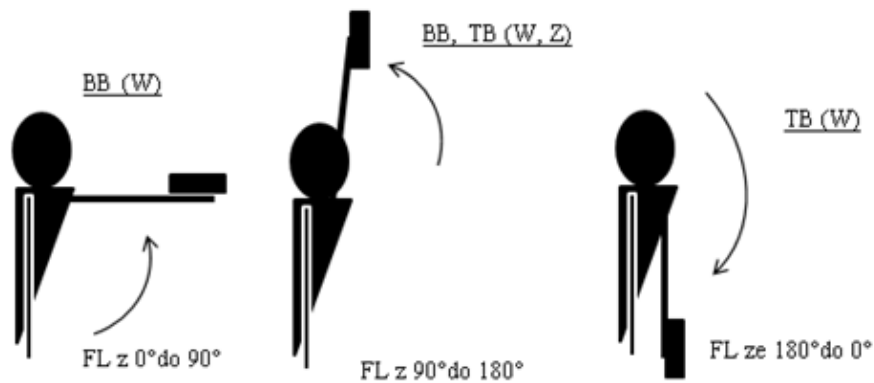
Tabulka 17 Wilcoxonův párový test - pohyb ze 180° abdukce do výchozí pozice

Proměnné	Wilcoxonův test			
	Počet proměnných	T	Z	p-hodnota
DPM&NPM	15	36	1,363108	0,172849
DBB&NBB	15	44	0,908739	0,363489
DTB&NTB	15	17	2,442236	0,014597
DIS&NIS	15	45	0,851943	0,394247

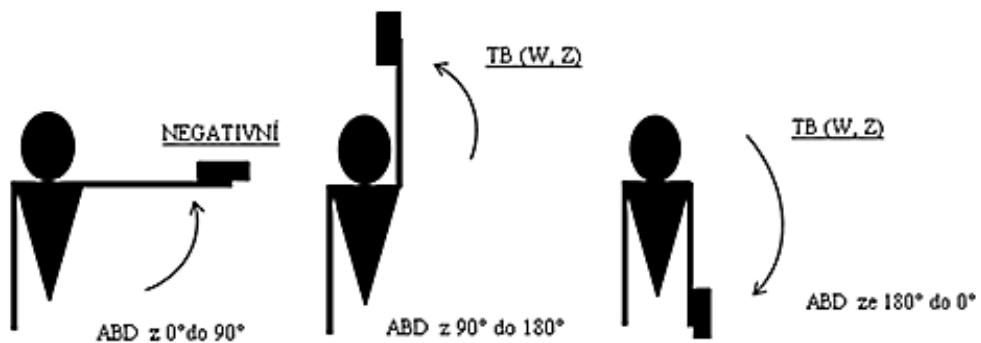
Legenda: viz legenda k Tab. 7, str. 47

Taktéž Wilcoxonův test (viz Tabulka 17) prokázal při pohybu z maximální abdukce do výchozí pozice stranově statisticky významný rozdíl zaznamenaných hodnot pouze u m. tricepsu brachii,  $p=0,146$ .

Pro přehlednost jsou v následujícím obrázku schematicky zaznačeny jednotlivé fáze abdukce a flexe vždy společně se svalem či svaly, u nichž hodnota p dosáhla hladiny statistické významnosti. V závorce je také uvedeno, pro který z testů je výsledek platný (W- Wilcoxonův test, Z- znaménkový test).



Obrázek 8 Schématické znázornění statisticky významných výsledků EMG pro flexi paže se zátěží



Obrázek 9 Schématické znázornění statisticky významných výsledků EMG pro abdukci paže se závažím



## 5.5 Vědecká otázka 5

Jak se liší naměřené tensiomyografické hodnoty dominantní a nedominantní horní končetiny u volejbalistek?

Tabulka 18 Znaménkový test TMG

Proměnné	Znaménkový test			
	Počet proměnných	Procenta	Z	p-hodnota
<b>DBB&amp;NBB Tc</b>	15	53,3333	0	1
<b>DBB&amp;NBB Tr</b>	15	53,3333	0	1
<b>DTB&amp;NTB Tc</b>	15	53,3333	0	1
<b>DTB&amp;NTB Tr</b>	15	33,3333	1,032796	0,3017

Legenda k Tabulce 13:

D...dominantní HK

N...nedominantní HK

BB...biceps brachii

TB...triceps brachii

Tc...doba kontrakce svalu

Tr...doba relaxace svalu

Z...hodnota testovacího kritéria

p...hodnota statistické významnosti

Znaménkový test (viz Tabulka 18) neprokázal žádný statisticky významný stranový rozdíl pro naměřené hodnoty Tc (čas kontrakce) a Tr (čas relaxace) získané tensiomyografickým měřením u žádného z vybraných svalů.

Tabulka 19 Wilcoxonův test TMG

Proměnné	Wilcoxonův test			
	Počet proměnných	T	Z	p-hodnota
<b>DBB&amp;NBB Tc</b>	15	54	0,340777	0,733272
<b>DBB&amp;NBB Tr</b>	15	44,5	0,880341	0,378675
<b>DTB&amp;NTB Tc</b>	15	47	0,73835	0,460302
<b>DTB&amp;NTB Tr</b>	15	34	1,476701	0,139757

Legenda k Tabulce 14:

D...dominantní HK

N...nedominantní HK

BB...biceps brachii

TB...triceps brachii

Tc...doba kontrakce svalu

Tr...doba odezvy svalu

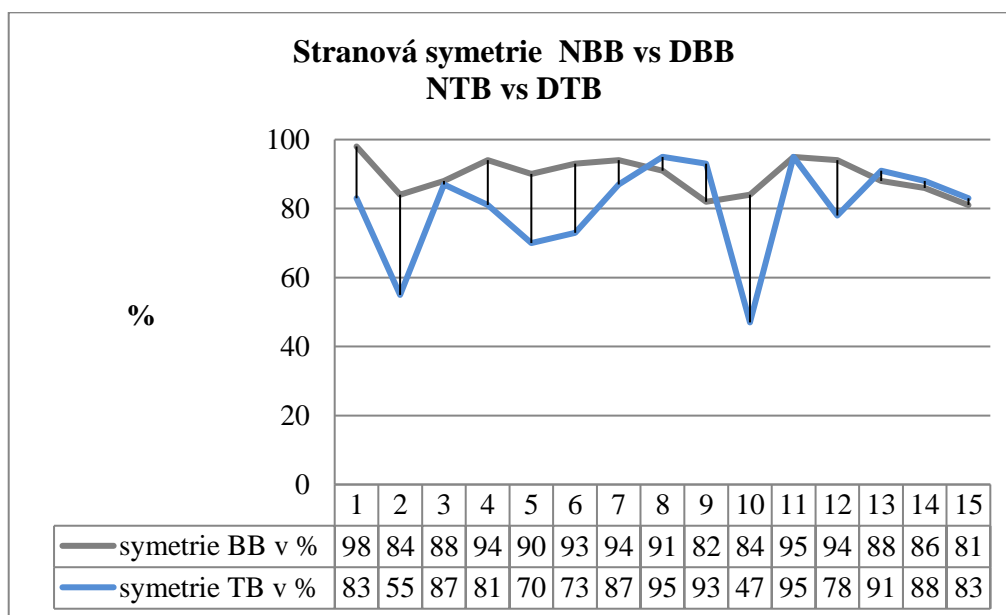
T...hodnota testovacího kritéria

Z...hodnota testovacího kritéria

p..hodnota statistické významnosti

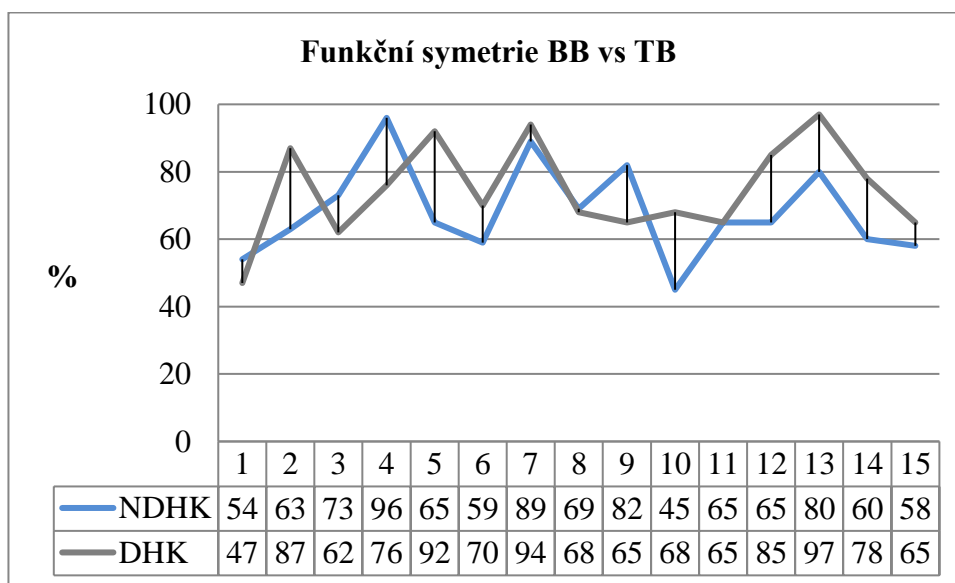
Shodně se Znaménkovým testem ani Wilcoxonův test (viz Tabulka 19) neprokázal statisticky významný rozdíl v hodnotách času izometrické kontrakce a dekontrakce svalů m. triceps brachii a m. biceps brachii získaných tensiometrickým měřením.

Tabulka 20 Bilaterální symetrie (%) hodnot TMG



Počítačový program TMG vypočítává z naměřených hodnot bilaterální symetrii (viz Tabulka 20), kterou udává v procentech. Shodnějších hodnot při bilaterálním srovnání dosahuje biceps brachii  $\approx 89,5$  %, velikost SD  $\approx 5,06$ , triceps brachii  $\approx 80,4$  %, SD  $\approx 13,63$ .

Tabulka 21 Funkční symetrie bicepsu a tricepsu brachii hodnocená unilaterálně



Funkční symetrie antagonistů (viz Tabulka 21) představuje v tomto případě podíl aktivity m. biceps brachii k aktivitě m. triceps brachii jedné končetiny. Průměrná hodnota na DHK je 74,6 %, SD  $\approx 13,57$ , na NDHK je nižší 68,2 %, SD  $\approx 13,2$ .

## 6 Diskuze

### 6.1 Diskuze k výsledkům výzkumu

Volejbalový útočný úder a podání jsou technicky vysoce náročné, jednostranně opakovaně prováděné pohyby, které u hráčů mohou vést ke vzniku přetížení tkání, poranění a vzniku adaptačních mechanismů v oblasti dominantního ramene. Dobrý úder do balonu vyžaduje značný rozsah pohybu, svalovou sílu, velkou rychlost pohybu paže a současně snahu o přesné umístění míče do pole protihráče (Rokito et al., 1998).

Základním pohybovým prvkem je nápřah a úder. Paže přechází rychlou akcelerací z maximální horizontální abdukce a zevní rotace do horizontální addukce a vnitřní rotace. Náhlý přechod z maximální zevní rotace do maximální vnitřní rotace připomíná fenomén praskajícího biče (Rokito et al., 1998). Fakt, že rameno je nejpohyblivějším kloubem lidského těla a artikulující kostní spojení poskytují jen málo primární stability, klade velké nároky na znamenitou dynamickou neuromuskulární kontrolu realizovanou periartikulárním svalstvem (Kapandji, 1982).

Podobně jako u jiných over-head sportů, jsou u volejbalistů, a zejména ofenzivních hráčů, popisovány rozdíly mezi dominantním a nedominantním ramenním pletencem. Jedná se o změny mobility, morfologie, svalové síly a přítomnost svalových dysbalancí. Mnoho studií prokázalo na dominantním smečujícím rameni snížený rozsah vnitřní rotace, zvýšený rozsah zevní rotace, v bilaterálním porovnání je excentrická kontrakce zevních rotátorů na DHK insuficientní, zatímco koncentrická svalová síla vnitřních rotátorů ramene je na dominantní straně v převaze. Dále je popisována hypotrofie až atrofie m. infraspinatus a přítomnost skapulární dyskineze (Borsa, Laudner, & Sauers, 2008; Crockett, Gross, & Wilk, 2002; Myers et al., 2006; Yildiz et al., 2006).

Tato diplomová práce si kladla za cíl vyzkoumat, zda existují intraindividuální rozdíly v elektromyografické a tensiomyografické aktivitě vybraných svalů ramenního pletence u volejbalistek. Součástí této diplomové práce kromě SEMG a TMG vyšetření byla také aspekce ramenního pletence, vyšetření hypermobility horních končetin dle Jandy, testy posturální stabilizace dle Koláře a speciální diagnostické testy hodnotící instabilitu ramenního pletence.

Velmi podrobnou studii o patologii ramenního pletence u volejbalistů za použití podobných testů jako má tato práce provedl Kugler et al. (1996). Zkoumanými subjekty byli profesionální volejbaloví hráči, kteří měli bolesti v oblasti dominantního ramenního kloubu, hráči volejbalu bez obtíží a kontrolní skupinu tvořili rekreační sportovci, kteří se aktivně nevěnovali žádnému over-head sportu. Při testování maximální horizontální addukce, což je obdoba zkoušky šály, bylo prokázáno u hráčů s bolestmi snížení rozsahu pohybu ve srovnání s ostatními skupinami. Kugler (1996) to připisuje zkrácení dorzální části kloubního pouzdra. Dle Kuglerových vyšetřovacích metod provedl výzkum také Challoumas, Artemiou & Dimitrakakis (2016). Ten naopak u některých z 22 testovaných volejbalistů nachází asociaci mezi zvýšenou laxitou dorzální části pouzdra při maximální horizontální abdukci a bolestí. U našich probandek se tyto závěry nepotvrdily. Při zkoušce šály, která testuje rozsah maximální horizontální addukce, dosahovaly probandky nejčastěji normy (DHK n=11, NDHK n=12) a výsledky neprokazují žádný významný stranový rozdíl. U jediné hráčky, která v anamnéze udávala bolesti v oblasti ramenního kloubu, byl při zkoušce šály bilaterálně naměřen normální rozsah.

Kugler et al. (2016) měřili vzdálenost mezi processus spinosus C7 a ukazováčkem při založení paže za hlavu. Při bilaterálním srovnání naměřených hodnot nenalezli žádný významný rozdíl napříč 3 testovanými skupinami ani žádnou souvislost mezi naměřeným rozsahem a bolestí ramene. Předpokládají tedy, že inferiorní část ramenního kloubního pouzdra nebývá u volejbalistů afektována. Challoumas, Artemiou & Dimitrakakis (2016) použil stejný test jako Kugler a kolektiv, avšak dle jejich názoru, slouží k hodnocení protažitelnosti dorzální muskulatury ramenního kloubu. Ve svém výzkumném vzorku našli snížení rozsahu při založení paže za hlavu u dominantní paže hráčů. Dle našich závěrů při zkoušce založených paží, která je alternativu Kuglerova testu, taktéž nebyl nalezen významný stranový rozdíl, hráčky bilaterálně dosahovaly převážně hypermobilních rozsahů. Na DHK vykazovalo 11 hráček hypermobilní rozsah, ostatní hráčky měly rozsah normální. Na NDHK byl téměř totožný výsledek, jelikož hypermobilního rozsahu dosáhlo 10 hráček, zbývajících 5 mělo normální rozsah.

Nejmarkantnější rozdíl byl v našem případě zaznamenán při zkoušce zapažených paží. Nedostatečná vnitřní rotace spodní paže byla pozorována na DHK u 7 hráček, hypermobilní rozsah měly pouze 2 hráčky. Naproti tomu u NDHK byl hypermobilní rozsah pozorováno u 11 hráček, hypomobilní byly pouze 2. Challoumas, Artemiou

& Dimitrakakis (2016) sice ve své práci při testování zapažení paže za záda neprokázali statisticky významný stranový rozdíl, nicméně omezená vnitřní rotace, s níž autoři spojují retrakci inferiorní části kapsuly, byla pozorována především u hráčů s bolestmi ramenního kloubu. Ke shodnému výsledku došel i Kugler et al. (1996). Při vyšetření vzdálenosti mezi ukazováčkem zapažené paže a trnovým výběžkem pátého bederního obratle, byla měřená vzdálenost největší na dominantní paži u volejbalistů s bolestmi ramenního kloubu. Kugler et al. (1996) tento stav přičítá omezené protažitelnosti dorzálních svalů ramenního kloubu. K tomuto zkrácení může docházet vlivem opakované realizace podání a smeče, kdy je nutná výrazná excentrická práce zevních rotátorů pro adekvátní deceleraci švihového pohybu dominantní paže.

U všech 30 hráčů Kuglerovy studie, bez ohledu zda měli bolesti dominantního ramene či nikoliv, byla pozorována kaudalizace lopatky od 1 do 3 cm. U 2 hráčů byla patrná také hypotrofie m. infraspinatus. U našeho výzkumného vzorku jsme po aspekčním vyšetření zaznamenali depresi lopatky DHK u 12 z 15 hráček. Hypotrofie m. infraspinatus nebyla sledována, nicméně při EMG vyšetření m. infraspinatus nevykazoval žádné statisticky významné odchylky. Z dostupných studií není zatím zřejmé, za jakých okolností znamená asymetrické postavení lopatky pro hráče volejbalu rizikový faktor (Kugler et al., 1996).

Kugler et al. (1996) pomocí zásuvkového testu diagnostikoval u svého výzkumného vzorku na dominantní straně ventrální instabilitu ramenního kloubu u 6 hráčů, dorzální instabilitu u 3 hráčů, Apprehension test byl pozitivní u 5 hráčů. V této práci předozadní instabilitu ramenního kloubu na dominantní straně vykazovaly 3 hráčky, z nichž ani jedna subjektivně nepopisovala obtíže v oblasti ramenního pletence. 1 hráčka měla pozitivní na DHK pouze Jerk test, u ní se v anamnestických údajích objevila operace ramenního kloubu provedená před více než 5 lety.

Přestože tato přidružená vyšetření nebyla hlavním cílem diplomové práce, lze deklarovat, že tyto výsledky jsou dle dostupných studií pro volejbalisty charakteristické. Námi zjištěné kaudální postavení lopatky, snížení rozsahu vnitřní rotace při zkoušce zapažených paží či zvýšení rozsahu zevní rotace bilaterálně jsou časté nálezy u volejbalistů. Jak již bylo zmíněno v teoretické části, korelace mezi bolestí, patologiemi ramenního pletence a asymetrickým postavením lopatky, GIRD či zvětšením rozsahem zevní rotace jsou častým předmětem studií. V případě našeho početně omezeného vzorku však přímá souvislost s bolestí či jinými patologiemi nebyla zaznamenána.

Mnoho studií provádělo výzkum aktivity svalů ramen u sportovců, kteří často provádějí pohyby paží nad hlavou. Cílem těchto studií bylo zjistit, které svaly a jakou měrou se aktivují, během určité fáze pohybu typického pro over-head sportovce. Nejčastěji byl analyzován baseballový nadhoz. Gowan et al.(1987) provedli SEMG analýzu u baseballistů a na základě výsledků funkčně rozdělili svaly ramenního pletence, které jsou aktivní při hodů do dvou skupin. První skupinu tvoří m. infraspinatus, m. supraspinatus a všechny tři části m. deltoideus. Hlavní úkolem těchto svalů je stabilizace ramenního kloubu. Do druhé skupiny spadá m. subscapularis, m. pectoralis major, m. latissimus dorsi a m. triceps brachii. Společně především zrychlují pohyb paže.

Dle EMG studie prováděné na volejbalistech je m. subscapularis důležitý přední stabilizátor GH kloubu a je aktivní při abdukci, rotaci a flexi. M. infraspinatus zajišťuje stabilitu GH kloubu dorzálně při abdukci a flexi, extenzi kontroluje m. supraspinatus. Měření svalů pomocí EMG ukázalo, že největší aktivitou se na pohybu při podání a smečování podílí anteriorní část deltoideu, supraspinatus, infraspinatus, teres major, latissimus dorsi a pectoralis major. Svaly rotátorové manžety jsou při těchto pohybech na 54-71 % své maximální volní izometrické kontrakce (Escamilla & Andrews, 2009).

I když je aktivita scapulohumerálních a thorakoscapulárních svalů poměrně dobře zmapována, studií, které do výzkumu zahrnuly m. triceps brachii a m. biceps brachii je velmi málo. Escamilla a Andrews (2009) publikovali rozsáhlou systematickou review EMG analýz pohybu horních končetin u over-head sportovců včetně volejbalistů. Nicméně aktivita m. triceps brachii u volejbalistů popisována není.

Mimo prokázaných asymetrií a adaptačních změn dominantního pletence u volejbalistů a over-head sportovců zmiňovaných v teoretické části práce, byly vytvořeny studie zkoumající pomocí SEMG rozdíly svalové aktivity ramenního pletence ať už interindividuálně nebo intraindividuálně. Mezi nejčastěji zkoumané svaly patří m. deltoideus, m. trapezius, m. serratus anterior (Karagiannakis, Athanasopoulos & Mandalidis, 2018; Contemori & Biscarini, 2019), méně často m. infraspinatus (Lajtai et al., 2012), který bývá častěji testován pomocí jehlové EMG (Montagna & Colonna, 1993 Ferretti, Cerullo & Russo; 1987), EMG vyšetření m. pectoralis majoru bylo zahrnuto pouze v jedné studii (Illyés & Kiss, 2005). Výzkum zkoumající rozdílnou aktivitu bicepsu či tricepsu brachii ať už stranově nebo mezi subjekty jsou nepočtené (Illyés & Kiss, 2005; Ozawa et al. 2019).

Studie Illyése a Kisse (2005) se snažila pomocí SEMG zjistit rozdíl mezi svaly ramenního pletence profesionálních oštěpařů a kontrolní skupinou studentů. Testovali a porovnávali tyto svaly: všechny 3 části m. deltoideus, m. pectoralis major, m. infraspinatus, m. supraspinatus, m. biceps brachii a m. triceps brachii. Probandi prováděli odporovanou abdukci do 140°, odporovanou flexi do 70° a extenzi paže, dále hod míčem pomalou rychlostí a hod míčem co největší rychlostí.

U profesionálních oštěpařů při odporovaném pohybu dominantní HK do 140° abdukce byla maximální kontrakce zaznamenána u m. supraspinatus, přední a laterální části m. deltoideus. Střední měrou se aktivoval m. infraspinatus, m. biceps brachii a zadní část m. deltoideus. M. triceps brachii a m. pectoralis major byli aktivní jen minimálně. Kontrolní skupina vykazovala maximální aktivaci všech tří částí m. deltoideus a m. supraspinatus, zatímco m. infraspinatus, m. biceps brachii a m. triceps brachii se zapojovali při pohybu pouze mírně, a v případě m. pectoralis major bylo jeho přispění k pohybu dokonce minimální. Statisticky významný rozdíl byl prokázán pouze v případě m. deltoideus, pars posterior.

Odporovaný abdukční pohyb se v našem případě lišil mezi dominantní a nedominantní horní končetinou volejbalistek pouze asymetrickou aktivitou tricepsu brachii v úseku od 90° do 180°. Prokazuje to Wilcoxonův ( $p=0,017059$ ) i Znaménkový párový ( $p=0,038867$ ) test. Illyés a Kiss (2005) zjistili, že v průběhu abdukce do 140° je v případě oštěpařů triceps brachii aktivní jen minimálně, zatímco u kontrolní skupiny dosahuje hodnota kontrakce svalu střední intenzity, nicméně rozdíl nebyl statisticky významný.

U oštěpařů při odporované flexi paže do 70° se střední intenzitou zapojoval přední a laterální m. deltoideus, pectoralis major, infraspinatus a biceps brachii. Ostatní svaly- m. supraspinatus, zadní část m. deltoideus a m. triceps brachii byly aktivní pouze minimálně. Svalová aktivita kontrolní skupiny byla poněkud odlišná, své maximální hodnoty aktivace dosáhl m. deltoideus-přední část, střední intenzitou se zapojoval m. pectoralis major, laterální část deltoideu, infraspinatus, m. biceps brachii, m. triceps brachii. Statisticky významný rozdíl byl prokázán v aktivitě m. supraspinatus a zadní části deltoideu.

V této diplomové práci m. biceps brachii vykazuje v průběhu celého pohybu do flexe statisticky prokazatelnou stranově odlišnou aktivitu. Dle Wilcoxonova testu pro pohyb do 90° je  $p=0,026757$ , od 90° do 180°  $p=0,030909$ . Méně citlivý Znaménkový test udává statisticky významný výsledek pouze při pohybu od 90° do 180°



( $p=0,038867$ ). Illyés a Kiss však rozdíl v aktivitě m. biceps brachii neprokázali, u kontrolního i výzkumného vzorku se m. biceps brachii zapojoval střední intenzitou. Dle našich závěrů měl statisticky významnou odchylku také m. triceps brachii, a to při flexi od  $90^\circ$  do  $180^\circ$ . Pro Znaménkový test  $p=0,038867$ , pro Wilcoxonův test  $p=0,019879$ . Studie Illyése a Kisse také detekovala rozdíl v aktivitě m. triceps brachii, jelikož u profesionálních sportovců se zapojil jen minimálně, kdežto u nesportující skupiny jeho aktivita dosáhla střední intenzity, nicméně v jejich případě byl testován pohyb do  $70^\circ$ , v našem případě byl rozdíl aktivity pozorován až ve fázi od  $90^\circ$  do  $180^\circ$ , na začátku flekčního pohybu byly hodnoty srovnatelné.

V této práci byl dále analyzován pohyb z maximální flexe a abdukce do připázení. Pohyb ze  $180^\circ$  abdukce do výchozí pozice se liší pouze aktivitou m. triceps brachii, a to dle pozitivního Wilcoxonova ( $p=0,014597$ ) i Znaménkového testu ( $p=0,038867$ ). Pohyb z maximální ventrální flexe do neutrální pozice se liší aktivitou m. triceps brachii prokazatelnou pouze Wilcoxonovým testem ( $p=0,017059$ ). V dostupné literatuře toto pomalé, kontrolované připázení paže nebylo sledováno a hodnoceno, nelze tedy uvést žádné adekvátní srovnání. Decelerace paže je ovšem nutná také při odbití balonu či hodů míčem. Illyés a Kiss (2005) zjistili při SEMG analýze rychlého hodu balonem, že všechny jimi měřené svaly dosáhly maximální aktivity, statisticky významný rozdíl mezi výzkumnou a kontrolní skupinou našli pouze ve vyšší aktivitě m. deltoideus posterior.

Illyés a Kiss (2005) uzavírají svou práci tvrzením, že během pomalého odporovaného pohybu do flexe, abdukce a extenze byla u rekreačních sportovců celkově naměřená vyšší svalová aktivita, než je tomu u profesionálních oštěpařů. To poukazuje na výhodnější neuromuskulární kontrolu a svalovou koordinaci v oblasti ramenního pletence oštěpařů oproti kontrolní skupině. Naopak při sportovně specifických úkonech, jako je hod co největší rychlostí, bylo zjištěno, že oštěpaři oproti kontrolní skupině navíc zapojují m. deltoideus posterior, aby zabezpečili adekvátní stabilitu ramenního kloubu.

K podobným závěrům o výhodnější neuromuskulární kontrole v oblasti horní končetiny u profesionálních over-head sportovců a existenci rozdílů svalové aktivity mezi profesionálními hráči a laiky došli i Ozawa et al. (2019). Sledovali u volejbalistů pomocí SEMG a dalších vyšetřovacích metod způsob provedení odbití balonu obouruč vrchem a porovnávali záznamy mezi profesionálními volejbalisty a osobami, které s volejbalem nemají žádné zkušenosti. Zaměřovali se na aktivitu m. triceps brachii, m.

biceps brachii, m. flexor carpi radialis a m. extensor carpi ulnaris. Analyzován byl časový úsek od prvního dotyku s balonem do chvíle, kdy prsty ztratily kontakt s míčem. Tato fáze byla rozdělena na deceleraci pohybu balonu a aktivní odtlačení balonu. V decelerační fázi nebyl mezi skupinami zaznamenán žádný výrazný rozdíl, obecně byla aktivita TB vyšší než aktivita BB. Rozdíl mezi skupinami byl však patrný během akcelerace pohybu balonu. Aktivita m. triceps brachii byla výrazně nižší u profesionálních hráčů.

Z těchto pozorování vyvozují autoři závěry, že volejbalisté efektivněji využívají kinematické řetězce, než je tomu u amatérů. Při příjmu balonu se v zápěstí odehrává pohyb do dorzální flexe, palmární flexory akumulují elastickou energii, která je následně využita pro předání energie balonu a dosažení tak efektivního, rychlého a silného odbití. Při dobré práci zápěstí tudíž profesionální sportovci v momentě odehrání balonu aktivují m. triceps brachii méně. Nezkušení hráči, kteří používají neadekvátní techniku, proto musejí pro silné odbití nadměrně aktivovat m. triceps brachii.

Oleksy (2018) se svým týmem měřili SEMG aktivitu m. infraspinatus, m. deltoideus posterior a m. teres minor u 18 volejbalistů. Cílem výzkumu bylo pomocí parametru mean frequency zhodnotit svalovou únavu mezi dominantní a nedominantní horní končetinou. Předpokládali, že pokud je možné bezprostředně po zatížení detekovat rozdíl v unavitelnosti mezi dominantní a nedominantní stranou, lze předpokládat přítomnost chronického přetížení a zvýšení rizika poranění. Testování hráči měli za úkol po dobu 60 sekund izometricky kontrahovat zevní rotátory ramenního kloubu proti odporu o váze 4kg. V závěrech studie autoři uvádějí, že nebyl diagnostikován žádný rozdíl svalové unavitelnosti mezi dominantní a nedominantní paží. Obě svalové skupiny reagovaly na svalovou únavu stejně. Oleksy a kolektiv (2018) předpokládají, že u sportovců, kteří neprodělali žádné poranění v oblasti ramene, asymetrické zatížení dominantní horní končetiny při tréninku nelze považovat za rizikový faktor pro vznik poranění.

EMG vyšetření a bilaterální srovnání námi zvoleného zevního rotátoru m. infraspinatus shodně neprokázalo žádný statisticky významný rozdíl během abdukce a flexe paže. Naším cílem bylo stejně jako u Oleksyho a kolektivu (2018) zhodnotit existenci rozdílu mezi dominantní a nedominantní horní končetinou, nicméně v případě této diplomové práce jsme sledovali pouze parametr mean amplitude, na základě čehož se nelze relevantně vyjádřit ke svalové unavitelnosti.

Další studie zkoumající námi zvolené svaly- m. pectoralis major, m. biceps brachii, m. triceps brachii a m. infraspinatus již nebyly nalezeny. Avšak pomocí SEMG vyšetření byla u volejbalistů zkoumána aktivita také jiných svalů. Např. Karagiannakis a kolektiv (Karagiannakis, Athanasopoulos & Mandalidis; 2018) prováděli pomocí EMG srovnání dominantní a nedominantní HK u volejbalistek, u kterých byla nalezena scapulární asymetrie (protrakční a depresní klidové postavení). Jejich výsledky byly porovnávány také s kontrolní skupinou hráček bez scapulární asymetrie. Výzkumu se zúčastnilo 37 zdravých profesionálních volejbalistek. Povrchové EMG elektrody byly umístěny na 4 svalové skupiny (m. serratus anterior, m. trapezius pars descendens, m. trapezius pars ascendens) a probandky vykonávaly dámské kliky na pevné zemi a na nestabilní ploše BOSU. Pozorování nepřineslo žádné statisticky významné rozdíly v aktivitě sledovaných svalů při bilaterální srovnání či srovnání výzkumné skupiny vs. kontrolní. Nicméně m. serratus anterior vykazoval menší aktivitu na straně dominantní asymetrické lopatky vůči druhé straně i vůči kontrolní skupině.

Jako zdůvodnění oslabení m. serratus anterior nabízejí autoři dvojí vysvětlení. Sval se jeví jako oslabený na základě reciproční inhibice, jelikož jeho antagonisté jsou ve zvýšeném napětí. Jeho hypotonie jak optická, tak palpační, snížení svalové síly a redukce aktivity v EMG záznamu tak vyplývají z celkové svalové dysbalance, jak jsou popisovány Jandou (1986). Další důvod oslabení m. serratus anterior je spíše biomechanický. Protrakční a depresní postavení scapuly mění vzdálenost k ose otáčení, což snižuje výsledný moment sil. Asymetrické postavení lopatky má také vliv na směr působení svalové síly (Karagiannakis, Athanasopoulos & Mandalidis; 2018).

Je zajímavé, že ač byla prokázána intraindividuální asymetrie m. biceps brachii a m. triceps brachii během dynamických pohybů, izometrická kontrakce se bilaterálně dle TMG vyšetření neliší. Dominantní horní končetina vykazovala nepatrně lepší funkční symetrii antagonistů, tedy podíl aktivity BB k TB, která v případě DHK byla 74,6 %, SD  $\pm$ 13,57, na NDHK 68,2 %, SD  $\pm$ 13,2.

Podobné výsledky publikoval Parmar et al. (2020). Prováděli tensiomyografické vyšetření u elitních volejbalových hráčů, jak mužů, tak žen. Naměřené hodnoty z těchto svalů: m. deltoideus (pars anterior), m. deltoideus (pars posterior), m. biceps brachii, m. trapezius (pars descendens), byly srovnávány mezi dominantní a nedominantní stranou a také mezi 2 skupinami, z nichž jednu tvořili atakující hráči, do druhé spadali hráči, kteří se nespécializovali na přímý útok. Závěrem studie byl zjištěn, že bez ohledu na hrací post či stranu těla, nebyl nalezen žádný významný rozdíl

v TMG parametrech. Toto zjištění koresponduje s našimi výsledky, kdy v případě parametru Tc a Tr nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl aktivity m. bicepsu.

Autoři si své závěry, neprokazující existenci asymetrie, vysvětlují skutečností, že studovaný vzorek elitních volejbalistů měl velmi široké a vyvážené spektrum tréninkové přípravy. Účastníci studie vykonávají pravidelně mimo jiných i silový trénink, který je většinou prováděn symetricky, bilaterálně. Tréninkový plán našich hráčů analyzován nebyl, proto lze podpořit tyto závěry vlastním pozorováním.

Cílem diplomové práce bylo zjistit, jak se liší svalová aktivita vybraných svalů dominantní a nedominantní horní končetiny u volejbalistek. Bylo zjištěno, že existuje stranový rozdíl během dynamického pohybu do flexe, abdukce a zpět u m. tricepsu brachii a během pohybu do flexe u m. bicepsu brachii. Stranový rozdíl v izometrické kontrakci bicepsu a tricepsu brachii na základě TMG vyšetření u m. bicepsu brachii a tricepsu brachii prokázán nebyl.

Role m. tricepsu brachii a m. bicepsu brachii během pohybu dominantní HK u over-head sportovců je diskutována ve vědeckých studiích. Např. dle DiGiovine at al. (1992) jsou m. biceps a triceps brachii během náprahu mírně aktivní a pomáhají dalším svalům rotátorové manžety stabilizovat ramenní kloub, jelikož šlachy bicepsu i tricepsu probíhají přes hlavicu humeru. Naopak dle Wenera a kolektivu (1993) je právě během náprahu TB aktivován největší mírou, aby svou excentrickou kontrakcí kontroloval probíhající flexi v loketním kloubu. Během posledních 20 % náprahu je opět potřebná vysoká aktivita tricepsu brachii, aby započal pohyb loketního kloubu do extenze. Tudiž na začátku náprahu se aktivuje excentricky, poté ke konci napřahové fáze svou koncentrickou kontrakcí zrychluje pohyb lokte do extenze.

Během akcelerační fáze hodů, která počíná maximální zevní rotací ramenního kloubu a končí v okamžiku uvolnění míče z ruky, je opět rozdílně popisována aktivace TB výše zmíněnými autory. DiGiovine (1992) připisuje tricepsu největší aktivitu právě v této fázi. Naopak Werner (1993) na EMG zaznamenal docela nízkou aktivitu m. tricepsu brachii. Za předpokladu, že extenze loketního kloubu a zrychlení pohybu předloktí vpřed začíná již na konci napřahové fáze, není pozdější akcelerace horní končetiny dána dominantně koncentrickou kontrakcí tricepsu, ale především transmisí kinetické energie z dolních končetin a trupu do oblasti paže. Jen tak je možno dosáhnout úhlové rychlosti 2300°/s v loketním kloubu, na což by samotná kontrakce m. tricepsu brachii nestačila. Nicméně i tak jeho aktivita napomáhá k zrychlení a dlouhá hlava tricepsu ke stabilizaci GHK.

Předpokládané selektivní zapojení určitých svalů ramenního pletence při odbití míče, determinuje kvalitu hráčovy smeče či podání. Tyto specifické sportovní úkony jsou komplexem zapojení svalů dolních končetin, trupu, ramene, lokte, zápěstí a prstů. Skutečně zkušený hráč dokáže přesně regulovat rychlost, rotaci a směr, které svým úderem udělí balonu. Svaly, jež jsou přitom aktivovány, bývají ve výborné kondici a velmi dobře koordinovány tak, že společně vytvářejí specifický pohybový vzorec. Není proto překvapivé, že studie srovnávající dominantní horní končetinu profesionálních over-head sportovců a amatérů, prokazují rozdílnou svalovou aktivitu, která je připisována právě lepší neuromuskulární svalové koordinaci (Illyés & Kiss, 2005; Ozawa et al., 2019). Nicméně při sportovně nespecifických pohybech již není intraindividuální či interindividuální rozdíl ve svalové aktivitě tak zřejmý (Karagiannakis, Athanasopoulos & Mandalidis; 2018; Oleksy et al., 2018). O příčině vzniku námi zjištěné stranově asymetrické aktivity m. biceps brachii a m. triceps brachii při pohybu do flexe a abdukce u volejbalistek lze pouze spekulovat.

Na základě argumentace výše uvedených autorů, kteří prováděli výzkumy v oblasti ramenního pletence pomocí EMG, lze zvažovat několik možností: vliv tréninku a celková svalová únava, kterou ale pouze na základě parametru mean amplitude nelze stanovit, asymetrie svalové síly tricepsu a bicepsu z důvodu disproporčního tréninku, odlišná strategie dynamické stabilizace a svalové koordinace DHK v průběhu pohybu, vliv asymetrického postavení ramenního pletence. Z důvodu nedostatku adekvátních studií zabývajících se tímto tématem by bylo zapotřebí dalšího zkoumání pro potvrzení našich závěrů.

## 6.2 Limity výzkumu

Tento výzkum má několik významných limitů. Zkoumaný vzorek čítal pouze 15 osob, což je ze statistického hlediska nedostatečné pro vyvození obecně platných závěrů. Aspekční vyšetření stejně jako testy hypermobility, instability ramenního kloubu a testy dle Koláře byly prováděny pouze jednou osobou, výsledky se tedy odvíjejí od subjektivního hodnocení.

Mnoho limitů má také SEMG vyšetření, jež byly zmíněny výše. Ve stručnosti lze vyjmenovat např. možnost nepřesného umístění elektrod, rušivý pohyb kabelů při vykonání abdukce a flexe HKK, interference EMG a srdeční aktivity a další elektronické šумы.

Totéž lze uvést v případě TMG vyšetření, kde jsou opět kladeny nároky na přesné přilepení elektrod a kolmé postavení měřícího čidla přístroje.

Výrazným limitem je variabilita provedení testovaných pohybů (flexe, extenze a připažení) při SEMG vyšetření. Žádnou objektivní metodou či opatřením nebylo zabezpečeno, aby požadovaný pohyb probíhal vždy ve stejné rovině a konstantní rychlostí. Nelze tedy vyloučit, že probandky vykonávaly bilaterálně pohyb do jisté míry odlišně.

## 7 Závěr

Zadáním této diplomové práce bylo zjistit, zda se liší svalová aktivita vybraných svalů ramenního pletence při elevaci a připažení horní končetiny v sagitální a frontální rovině mezi dominantní a nedominantní paží volejbalistek. Tento výzkum přinesl následující závěry:

1. Při pohybu z výchozí pozice do 90° abdukce nebyla prokázána žádná významná odchylka. Od 90° abdukce do konečné pozice byla Znaménkovým  $p=0,038867$  i Wilcoxonovým testem,  $p=0,017059$  vysledována při bilaterálním srovnání odlišná aktivita m. triceps brachii.
2. Při pohybu ze 180° do výchozí pozice byla detekována asymetrická aktivita v případě m. triceps brachii. Wilcoxonův test měl hodnotu  $p=0,014597$ , Znaménkový test  $p=0,038867$ .
3. Flekční pohyb z výchozí pozice do 90° se dle Wilcoxonova testu  $p=0,026757$  lišil pouze svalovou aktivitou m. biceps brachii. Jeho aktivita byla asymetrická také při pokračování pohybu do maximální flexe. Pro Znaménkový test  $p=0,038867$ , pro Wilcoxonův test  $p=0,030909$ . Kromě něj měl statisticky významnou odchylku také m. triceps brachii- pro Znaménkový test  $p=0,038867$ , pro Wilcoxonův test  $p=0,019879$ .
4. Pohyb z 180° ventrální flexe do neutrální pozice vykazoval podobné výsledky jako v případě připažení z maximální abdukce. I zde měl statisticky významnou hodnotu  $p$  pouze m. triceps brachii. Dle Wilcoxonova testu  $p=0,017059$ .
5. V případě tensiomyografického vyšetření nebyl zjištěn pomocí Wilcoxonova párového testu a Znaménkového testu žádný statisticky významný rozdíl doby kontrakce a dekontrakce m. biceps brachii a m. triceps brachii při bilaterálním srovnání.

## 8 Souhrn

Charakteristika rizikových faktorů je důležitým předpokladem pro pochopení mechanismu úrazu a pro správnou prevenci poranění u jednotlivých sportovních odvětví. Z důvodu značného jednostranného zatížení vznikají ve volejbale v oblasti ramenního pletence dominantní paže různé asymetrie, které mohou znamenat pozitivní adaptační mechanismus nebo patologické přetížení.

Hlavním cílem této diplomové práce by zjistit, zda existuje nějaký rozdíl v aktivitě svalů ramenního pletence mezi dominantní a nedominantní paží u volejbalistek. Hlavním výzkumným nástrojem byla povrchová elektromyografie a tensiomyografie. K celkovému posouzení symetrie ramenních pletenců nám dále sloužila anamnestická data, kineziologický rozbor, testy hypermobility dle Jandy (zkouška šály, zkouška založených paží, zkouška zapažených paží), vyšetření stability ramenního kloubu (Apprehension test, Jerk test) a testy posturální stabilizace dle Koláře (test v pozici na čtyřech, test elevace paží).

Teoretická část této diplomové práce se věnuje základní anatomii ramenního pletence, deskripci biomechanické analýzy elevace paže a pohybu horní končetiny při úderu do míče. Dále jsem vytyčila hlavní patologie a asymetrie v oblasti ramenního pletence časté pro over-head sportovce se zaměřením na volejbalisty. Zmíněn byl také základní princip TMG, EMG a jejich využití.

Výzkumu se zúčastnilo 15 hráček volejbalu ve věkovém rozmezí 17 až 31 let ( $21,7 \pm 4$ ) z extraligových týmů VK UP Olomouc a TJ Sokol Šternberk. Všechny hráčky podstoupily jednou výše zmíněné vyšetření. Výzkum probíhal v RRR Centru léčby bolestivých stavů a pohybových poruch.

Pomocí Tensiomyografu TMG S1 byly vyšetřovány a bilaterálně srovnávány naměřené charakteristiky izometrické kontrakce m. triceps brachii a m. biceps brachii. Sledovány byly stranové rozdíly hodnot času kontrakce  $T_c$  a času relaxace  $T_r$  svalu.

Za použití elektromyografické jednotky NORAXON MyoSystem 1400A byla snímána aktivita těchto svalů: m. pectoralis major (pars clavicularis), m. infraspinatus, m. triceps brachii (caput longum), m. biceps brachii (caput longum), a to během pohybu paže do maximální flexe, abdukce a připažení zpět. Provedení pohybu bylo ztíženo 3kilovým závažím, které držela probandka v ruce. EMG parametr mean amplitude a TMG údaje o  $T_c$  a  $T_r$  byly statisticky vyhodnoceny za použití Wilcoxonova párového



testu a Znaménkového testu. Hladina statistické významnosti byla stanovena jako  $p < 0,05$ .

Závěrem této práce je, že existují odlišnosti ve svalové aktivitě mezi dominantní a nedominantní paží u volejbalistek. Statisticky významný rozdíl byl prokázán u aktivity m. ticeps brachii během pohybu z  $90^\circ$  do  $180^\circ$  a zpět, a to jak při flexi, tak abdukci paže. Odlišnou aktivitu vykazoval i m. biceps brachii v průběhu celého pohybu do flexe. Tensiomyografické měření neprokázalo žádný statisticky významný rozdíl v testovaných svalech.

## 9 Summary

Characteristics of risk factors is an important prerequisite for understanding the injury mechanism and for correct injury prevention in individual sporting activities. Because of its significant unilateral load, playing volleyball causes various asymmetries in the area of the dominant arm's pectoral girdle, which may induce a positive adaptation mechanism or pathological overload.

The aim of the Master's thesis was to find out whether there is a difference in activity of muscles of the pectoral girdle in volleyball players' dominant and non-dominant arms. Surface electromyography and tensiomyography were the prime examination tools. For the purpose of the general assessment of pectoral girdle asymmetries, anamnestic data, a kinesiological analysis, Janda hypermobility tests (the scarf test, the folded arms test, the back-stretched arms test), an examination of the pectoral girdle's stability (the apprehension test, Jerk test) and Kolář postural stability tests (the 4-point kneeling test, the arm elevation test) were used.

The theoretical part of the thesis deals with the basic anatomy of the pectoral girdle and it describes a biomechanical analysis of arm elevation and upper limb movement when hitting the ball. The following are main pathologies and asymmetries in the area of the pectoral girdle common for over-head athletes, namely volleyball players. The basic principles of TMG and EMG and their applications are also provided.

The research involved 15 female volleyball players between the ages of 17 and 31 ( $21.7 \pm 4$ ) from Extraliga teams of VK UP Olomouc and TJ Sokol Šternberk. All the players underwent the above-mentioned examination once. The research took place in RRR Center – Centrum léčby bolestivých stavů a pohybových poruch (Therapy center for painful conditions and motor disorders in Olomouc).

Using Tensiomyograph TMG S1, the measured characteristics of isometric contractions of *m. triceps brachii* and *m. biceps brachii* were examined and bilaterally compared. Bilateral differences between the values of  $T_c$ , time of contraction, and  $T_r$ , time of relaxation, were monitored.

Using the electromyographic unit NORAXON MyoSystem 1400A, activity of the following muscles was monitored: *m. pectoralis major* (pars clavicularis), *m. infraspinatus*, *m. triceps brachii* (caput longum) and *m. biceps brachii* (caput longum) during the movement of the arm to maximum flexion, abduction and back to the side.

The movement was made more difficult by a 3kg weight the analyzed player was holding in her hand. The EMG mean amplitude parameter and TMG data about Tc and Tr were statistically evaluated using the Wilcoxon paired test and the paired-samples sign test. The level of statistical significance was set at  $p < 0,05$ . The conclusion of the thesis is that there are differences in the muscular activity between volleyball players' dominant and non-dominant arms. A statistically significant difference was determined in the activity of m. ticeps brachii when moving from  $90^\circ$  to  $180^\circ$  and back, both in the arm's flexion and abduction. A different activity was also monitored in m. biceps brachii during the whole movement to flexion. The tensiomyographical measurement didn't show any statistically significant difference in the tested muscles.

## 10 REFERENČNÍ SEZNAM

Agel, J., Palmieri-Smith, R. M., Dick, R., Wojtys, E. M., & Marshall, S. W. (2007). Descriptive epidemiology of collegiate women's volleyball injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *Journal of athletic training*, 42(2), 295–302.

Almeida, G. P. L., Silveira, P. F., Rosseto, N. P., Barbosa, G., Ejnisman, B., & Cohen, M. (2013). Glenohumeral range of motion in handball players with and without throwing-related shoulder pain. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(5), 602–607.

Barn, R., Rafferty, D., Turner, D. E., & Woodburn, J. (2012). Reliability study of tibialis posterior and selected leg muscle EMG and multi-segment foot kinematics in rheumatoid arthritis associated pes planovalgus. *Gait & posture*, 36(3), 567–571.

Bartoníček, J. & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.

Basmajian, J. V. & De Luca, C. J. (1985). *Muscle Alive: Their Function Revealed by Electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Berckmans, K., Maenhout, A. G., Matthijs, L., Pieters, L., Castelein, B., & Cools, A. M. (2017). The isokinetic rotator cuff strength ratios in overhead athletes: Assessment and exercise effect. *Physical Therapy in Sport*, 27, 65–75.

Bere, T., Kruczynski, J., Veintimilla, N., Hamu, Y., & Bahr, R. (2015). Injury risk is low among world-class volleyball players: 4- year data from the FIVB Injury Surveillance System. *British Journal of Sports Medicine*, 49(17), 1132–1137.

Borsa, P. A., Laudner, K. G., & Sauers, E. L. (2008). Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete: A theoretical and evidence-based perspective. *Sports Medicine*, 38(1), 17–36.

Buchtel, J. & kol. (2005). *Teorie a didaktika volejbalu*. Praha: Karolinum.

Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Kibler, W. B. (2000). Shoulder injuries in overhead athletes. *Clinics in Sports Medicine*, 19(1), 125–158.

Burkhart, S. S., Morgan, C. D., & Kibler, W., B. (2003). The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology part III: the SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 19(6), 641–661.

Carius, D., Kugler, P., Kuhwald, H.-M., & Wollny, R. (2015). Absolute and relative intrasession reliability of surface EMG variables for voluntary precise forearm movements. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(6), 860–869.

Contemori, S., & Biscarini, A. (2018). Isolated Infraspinatus Atrophy Secondary to Suprascapular Nerve Neuropathy Results in Altered Shoulder Muscles Activity. *Journal of Sport Rehabilitation*, 28(3), 1–29.

Crockett, H. C., Gross, L. B., & Wilk, K. (2002). Osseous adaptation and range of motion at the glenohumeral joint in professional baseball players. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(1), 20–26.

Čihák, R. (2011). *Anatomie*. Praha: Grada.

De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163.

De Paula Simola, R. Á., Harms, N., Raeder, C., Kellmann, M., Meyer, T., Pfeiffer, M., & Ferrauti, A. (2015). Assessment of Neuromuscular Function After Different Strength Training Protocols Using Tensiomyography. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(5), 1339–1348.

DiGiovine, N. M., Jobe, F. W., Pink, M., & Perry, J. (1992). An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 1(1), 15–25.

Dundar, U., Toktas, H., Cakir, T., Evcik, D. & Kavuncu, V. (2009). Continuous passive motion provides good pain control in patients with adhesive capsulitis. *International Journal of Rehabilitation Research*, 32 (3), 193–198.

Dungl, Pavel. (2014). *Ortopedie*. Praha: Grada.

Ehler, E. (2008). Současné trendy v EMG. *Neurologie pro praxi*. 9(2), 65–68.

Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder Muscle Recruitment Patterns and Related Biomechanics during Upper Extremity Sports. *Sports Medicine*, 39(7), 569–590.

Ferretti, A., Cerullo, G., & Russo, G. (1987). Suprascapular neuropathy in volleyball players. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 69(2), 260–3.

Gallo, J. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult.* Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.

Gollhoferl, A., Horstmann, G. A., Schmidtbleicher, D., & Schönthall, D. (1990). Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 60(1), 7–14.

Gowan, I. D., Jobe, F. W., Tibone, J. E., Perry, J., & Moynes, D. R. (1987). A comparative electromyographic analysis of the shoulder during pitching. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(6), 586–590.

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), 338–344.

Haník, Z. & Lehnert, M. (2004). *Volejbal*. Praha: Český volejbalový svaz.

Hogrel, J.-Y. (2005). Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 35(2-3), 59–71.

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.

Challoumas, D., Artemiou, A., & Dimitrakakis, G. (2016). Dominant vs. non-dominant shoulder morphology in volleyball players and associations with shoulder pain and spike speed. *Journal of Sports Sciences*, 35(1), 65–73.

Challoumas, D., & Dimitrakakis, G. (2017). Insights into the epidemiology, aetiology and associations of infraspinatus atrophy in overhead athletes: a systematic review. *Sports Biomechanics*, 16(3), 325–341.

Challoumas, D., Stavrou, A., & Dimitrakakis, G. (2016). The volleyball athlete's shoulder: biomechanical adaptations and injury associations. *Sports Biomechanics*, 16(2), 220–237.

Charoenpanich, N., Boonsinsukh, R., Sirisup, S. & Saengsirisuwan, V. (2013). Principal component analysis identifies major muscles recruited during elite vertical jump. *ScienceAsia*, 39 (3), 257-264.

Illyés, Á., & Kiss, R. M. (2005). Shoulder muscle activity during pushing, pulling, elevation and overhead throw. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(3), 282–289.

Inman, V. T., Saunders, J. B. & Abbott, L. C. (1996). Observations of the Function of the Shoulder Joint. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 330, 3–12.

Jacobson, R. P., & Benson, C. J. (2001). Amateur volleyball attackers competing despite shoulder pain: analysis of play habits, anthropometric data, and specific pathologies. *Physical Therapy in Sport*, 2(3), 112–122.

Janda V. (1986). *Muscle weakness and inhibition (pseudoparesis) in back pain syndromes*. In: Grieve GP Modern manual therapy of the vertebral column. Churchill Livingstone, Edinburgh p. 197-200.

Janda, V. (1996). *Funkční svalový test*. Praha: Grada.

Kapandji, A. I. (1982). *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Volume 1, Upper limb. 5th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone.

Karagiannakis, D., Athanasopoulos, S., & Mandalidis, D. (2018). Scapular muscles' activity in female volleyball players with scapular asymmetry in the resting position. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 22(3), 580–585.

Keller, R. A., De Giacomo, A. F., Neumann, J. A., Limpisvasti, O., & Tibone, J. E. (2018). Glenohumeral Internal Rotation Deficit and Risk of Upper Extremity Injury in Overhead Athletes: A Meta-Analysis and Systematic Review. *Sports health*, 10(2), 125–132.

Kibler, B. W. (1998). The Role of the Scapula in Athletic Shoulder Function. The American. *Journal of Sports Medicine*, 26(2), 325–337.

Kibler, W. B., Ludewig, P. M., McClure, P. W., Michener, L. A., Bak, K., & Sciascia, A. D. (2013). Clinical implications of scapular dyskinesis in shoulder injury: the 2013 consensus statement from the “scapular summit.” *British Journal of Sports Medicine*, 47(14), 877–885.

Kilic, O., Maas, M., Verhagen, E., Zwerver, J., & Gouttebauge, V. (2017). Incidence, aetiology and prevention of musculoskeletal injuries in volleyball: A systematic review of the literature. *European Journal of Sport Science*, 17(6), 765–793.

Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Konrad, P. (2005). The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Retrieved 2. 2. 2012 from World Wide Web: <http://demotu.org/aulas/controlle/ABCofEMG.pdf>.

Kos, J. (2014). *Přehled topografické anatomie*. Praha: Karolinum.

Križaj, D., Šimunič, B., & Žagar, T. (2008). Short-term repeatability of parameters extracted from radial displacement of muscle belly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(4), 645-651.

Krobot, A. & Kolářová, B. (2011). *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci [Vysokoškolská skripta]*. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd.

Kronberg, M., Nemeth, G. & Brostrom, L. (1990). Muscle activity and coordination in the normal shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 257, 76–85.

Kugler A, Kruger-Franke M, Reiningger S, Trouillier HH, Rosemeyer B. (1996). Muscular imbalance and shoulder pain in volleyball attackers. *British Journal of Sports Medicine*, 30(3), 256-259.

Lajtai, G., Wieser, K., Ofner, M., Raimann, G., Aitzetmüller, G., & Jost, B. (2012). Electromyography and Nerve Conduction Velocity for the Evaluation of the Infraspinatus Muscle and the Suprascapular Nerve in Professional Beach Volleyball Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(10), 2303–2308.

Markou, S., & Vagenas, G. (2006). Multivariate isokinetic asymmetry of the knee and shoulder in elite volleyball players. *European Journal of Sport Science*, 6(1), 71–80.

Martín-Rodríguez, S., Loturco, I., Hunter, A. M., Rodríguez-Ruiz, D., & Munguia-Izquierdo, D. (2017). Reliability and Measurement Error of Tensiomyography to Assess Mechanical Muscle Function. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(12), 3524–3536.

Martín-San Agustín, R., Medina-Mirapeix, F., Casaña-Granell, J., García-Vidal, J. A., Lillo-Navarro, C., & Benítez-Martínez, J. C. (2020). Tensiomyographical responsiveness to peripheral fatigue in quadriceps femoris. *PeerJ*, 8, e8674.

McClure, P., Greenberg, E., & Kareha, S. (2012). Evaluation and Management of Scapular Dysfunction. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 20(1), 39–48.

Merletti, R., Rainoldi, A., & Farina, D. (2001). Surface Electromyography for Noninvasive Characterization of Muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(1), 20–25.

Montagna, P., & Colonna, S. (2009). Suprascapular neuropathy restricted to the infraspinatus muscle in volleyball players. *Acta Neurologica Scandinavica*, 87(3), 248–250.

Moreno-Pérez, V., Moreside, J., Barbado, D., & Vera-Garcia, F. J. (2015). Comparison of shoulder rotation range of motion in professional tennis players with and without history of shoulder pain. *Manual Therapy*, 20(2), 313–318.

Myers, J. B., Laudner, K. G., Pasquale, M. R., Bradley, J. P., & Lephart, S. M. (2006). Glenohumeral Range of Motion Deficits and Posterior Shoulder Tightness in



Throwers with Pathologic Internal Impingement. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(3), 385–391.

Oleksy, L., Czarny, W., Bajorek, W., Krol, P., Mika, A., & Kielnar, R. (2018). The Evaluation of Shoulder Muscle Fatigue in Volleyball Players. *Journal of Novel Physiotherapies*, 08(2).

Oyama, S., Myers, J. B., Wassinger, C. A., Daniel Ricci, R., & Lephart, S. M. (2008). Asymmetric Resting Scapular Posture in Healthy Overhead Athletes. *Journal of Athletic Training*, 43(6), 565–570.

Ozawa, Y., Uchiyama, S., Ogawara, K., Kanosue, K., & Yamada, H. (2019). Biomechanical analysis of volleyball overhead pass. *Sports Biomechanics*, 8, 1–14.

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.

Pravidla volejbalu 2017-2020: Uplatněná ve všech soutěžích ČVS od 1. července 2017. Bělohorská 19, 160 17 Praha 6 – Břevnov: Český volejbalový svaz, 2016., 1-57.

Raez, M. B., Hussain, M. S., & Mohd-Yasin, F. (2006). Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online*, 8, 11–35.

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.

Reeser, J. C., Verhagen, E., Briner, W. W., Askeland, T. I., & Bahr, R. (2006). Strategies for the prevention of volleyball related injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 40(7), 594-600.

Rodová, D. (2002). Hodnocení činnosti kosterního svalstva povrchovou elektromyografií. Disertační práce. Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Rokito, A. S., Jobe, F. W., Pink, M. M., Perry, J., & Brault, J. (1998). Electromyographic analysis of shoulder function during the volleyball serve and spike. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 7(3), 256–263.

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.

Shanley, E., Rauh, M. J., Michener, L. A., Ellenbecker, T. S., Garrison, J. C., & Thigpen, C. A. (2011). Shoulder Range of Motion Measures as Risk Factors for Shoulder and Elbow Injuries in High School Softball and Baseball Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(9), 1997–2006.

Simons, D. G., Travell, J. G & Simons, L. S. (1999). *Travell & Simons' myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Singla, D., Hussain, M. E., Bhati, P., Moiz, J. A., Ahmad, I., Verma, S., & Ali, K. (2018). Reliability of Electromyographic Assessment of Biceps Brachii and Triceps Brachii in Cricketers. *Journal of Chiropractic Medicine*, 17(3), 151–159.

Surya, P., Pankhania, R & Islam S. U. (2019). Suprascapular Neuropathy in Overhead Athletes: A Systematic Review of Aetiology and Treatment Options. *The Open Orthopaedics Journal*. 13(1), 177-182.

Tensiomyography [online]. 2017 [cit. 2020-04-11]. Dostupné z: <https://www.tensiomyography.net/>

Tokish, J. M., Curtin, M. S., Kim, Y. K., Hawkins, R. J., & Torry, M. R. (2008). Glenohumeral internal rotation deficit in the asymptomatic professional pitcher and its relationship to humeral retroversion. *Journal of sports science & medicine*, 7(1), 78–83.

Tonin, K., Stražar, K., Burger, H., & Vidmar, G. (2013). Adaptive changes in the dominant shoulders of female professional overhead athletes. *International Journal of Rehabilitation Research*, 36(3), 228–235.

Vařeková, R., Vařeka, I., Janura, M., Svoboda, Z., & Elfmark, M. (2011). Evaluation of Postural Asymmetry and Gross Joint Mobility in Elite Female *Volleyball Athletes*. *Journal of Human Kinetics*, 29(1), 5-13.

Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: Triton.

Voralek R, Süß V. & Parkanova M. (2007). Poruchy pohybového aparátu a svalové dysbalance u hráčů volejbalu ve věku 15–19 let. *Rehabilitacia*, 44(1), 14–21.

Wang, H. K., & Cochrane, T. (2001). Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness*, 41(3), 403–410.

Werner, S. L., Fleisig, G. S., Dillman, C. J., & Andrews, J. R. (1993). Biomechanics of the Elbow During Baseball Pitching. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(6), 274–278.

Wickham, J. B., & Brown, J. M. M. (1998). Muscles within muscles: the neuromotor control of intra-muscular segments. *European Journal of Applied Physiology*, 78(3), 219–225.

Wickham, J., Pizzari, T., Stansfeld, K., Burnside, A., & Watson, L. (2010). Quantifying “normal” shoulder muscle activity during abduction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(2), 212–222.

Winter, D. A. (1979). *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley: New York.

Yildiz, Y., Aydin, T., Sekir, U., Kiralp, M. Z., Hazneci, B., & Kalyon, T. A. (2006). Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 16(3), 174-80.

Zahálka, F., Malý T., Čada M. & Malá L. (2011). Kinematická analýza útočného úderu středem sítě ve volejbalu. *Studia sportiva*, 5(1), 95-104.

Zapletalová, L., Přidal, V., & Tokár J. (2005). *Volejbal. Učebné texty pre školenie trénerov 1. stupňa*. Bratislava: PEEM.

Žagar, T., & Križaj, D. (2005). Validation of an accelerometer for determination of muscle belly radial displacement. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 43(1), 78-84.

# 11 PŘÍLOHY

Seznam příloh:

- Příloha 1 Informovaný souhlas hráček nad 18 let
- Příloha 2 Informovaný souhlas hráček mladších 18 let
- Příloha 3 Vyjádření etické komise FTK UP
- Příloha 4 Čestné prohlášení překladatelky

## Informovaný souhlas

**Název studie (projektu):**

**Hodnocení svalové aktivity horních končetin pomocí poly-EMG u volejbalistek**

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.
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:

Podpis řešitele:

Datum:

Datum:

## Informovaný souhlas

### **Název studie (projektu):**

#### **Hodnocení svalové aktivity horních končetin volejbalistek při flexi a abdukci 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 méně než 18 let a mou účast ve studii stvrzuje můj zákonný zástupce podpisem Informovaného souhlasu zákonného zástupce.
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 3 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. Kateřina Hájková**

s názvem **Hodnocení svalové aktivity horních končetin pomocí poly-EMG u volejbalistek**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **36/2020**

dne: **27. 2. 2020**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici 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 4 Čestné prohlášení překladatelky

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

V Brně dne 20. 4. 2021

Lucie Olešová

A handwritten signature in black ink, consisting of a stylized 'L' and 'O' followed by a flourish.