

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

DIPLOMOVÁ PRÁCE  
(magisterská)

2012

Bc. Eva KRATOCHVÍLOVÁ

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

VLIV KINESIO TAPINGU NA SÍLU ZEVNÍCH A VNITŘNÍCH  
ROTÁTORŮ RAMENNÍHO KLOUBU

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Eva Kratochvílová, fyzioterapie  
Vedoucí práce: Mgr. Martina Šlachtová  
Olomouc

**Jméno a příjmení autora:** Eva Kratochvílová

**Název diplomové práce:** Vliv kinesio tapingu na sílu zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu

**Pracoviště:** Katedra fyzioterapie

**Vedoucí diplomové práce:** Mgr. Martina Šlachtová

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2012

**Abstrakt:** Cílem diplomové práce je objasnit vliv kinesio tapingu na sílu a rozsah pohybu zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu. Změny svalové síly a rozsahu pohybu jsme se snažili zjistit pomocí goniometrie a izokinetické dynamometrie bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu v oblasti ramenního pletence, po 7 dnech od aplikaci kinesio tapingu a po jeho odstranění. Experimentální skupinu tvořilo 14 hráček volejbalu, které jsme porovnávali s kontrolní skupinou 14 dívek. V teoretické části jsou uvedeny poznatky o kinesio tapingu, ramenním pletenci a souhrn dosavadních studií týkající se této problematiky. Úkolem práce je zhodnotit získaná data a porovnat jejich výsledky s dříve publikovanými studii.

**Klíčová slova:** kinesio taping, ramenní pletenec, zevní rotace, vnitřní rotace, goniometrie, izokinetická dynamometrie

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Eva Kratochvílová

**Title of the master thesis:** The Effect of kinesiio taping on the strength of external and internal rotators of the shoulder joint

**Department:** Department of Physiotherapy

**Supervisor:** Mgr. Martina Šlachtová

**The year of presentation:** 2012

**Abstract:** The aim of the master's thesis is to clarify the effect of the kinesiio taping on the strength and range of the motion of external and internal rotators of the shoulder joint. We tried the changes in muscle strength and range of the motion using goniometry and isokinetic dynamometry immediately after application the kinesiio taping of the shoulder girdle, 7 days after application of kinesiio taping and its removal. The experimental group consisted of 14 female volleyball players, which we compared with a control group of 14 girls. The theoretical parts provides information about kinesiio taping, shoulder girdle and summary of previous studies of this issues. The task of this work is to evaluate the data and compare their results with previously published studies.

**Keywords:** kinesiio taping, shoulder girdle, external rotation, internal rotation, goniometry, isokinetic testing

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Marty Šlachtové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 25. 4. 2012

.....

Děkuji Mgr. Martině Šlachtové za pomoc, odborné vedení, cenné rady a připomínky k diplomové práci, doc. PaedDr. Michalu Lehnertovi, Dr. za poskytnuté rady a pomoc při praktické části diplomové práce. Mé poděkování patří také Bc. Petru Chvojkovi za spolupráci při výzkumné činnosti.

# OBSAH

<b>1</b>	<b>ÚVOD</b> .....	9
<b>2</b>	<b>TEORETICKÁ ČÁST</b> .....	10
<b>2.1</b>	<b>Anatomie a kineziologie horní končetiny</b> .....	10
2.1.1	Ramenní pletenec .....	10
2.1.2	Glenohumerální kloub .....	11
2.1.3	Sternoklavikulární kloub .....	12
2.1.4	Akromioklavikulární kloub .....	12
2.1.5	Skapulotorakální skloubení .....	13
2.1.6	Subdeltoideální kloub .....	13
<b>2.2</b>	<b>Kinematika ramenního kloubu</b> .....	14
2.2.1	Zevní a vnitřní rotace ramenního kloubu .....	15
2.2.1.1	Vnitřní rotace .....	17
2.2.1.2	Zevní rotace .....	17
2.2.2	Abdukce a addukce.....	18
2.2.2.1	Elevace horní končetiny a skapulohumerální rytmus .....	18
2.2.3	Flexe a extenze .....	20
2.2.4	Periartikulární svaly a rotátorová manžeta .....	20
2.2.5	Stabilizace a centrace ramenního kloubu .....	21
2.2.6	Kinematika pohybu v ramenním pletenci u hráčů volejbalu .....	21
<b>3</b>	<b>KINESIO TAPING</b> .....	25
<b>3.1</b>	<b>Princip kinesio tapingu</b> .....	26
3.1.1	Látková výměna .....	26
3.1.2	Ovlivnění funkce svalů.....	27
3.1.3	Ovlivnění nocicepce .....	28
<b>3.2</b>	<b>Materiál kinesio tapingu</b> .....	29
<b>4</b>	<b>PŘEHLED LITERATURY ZAMĚŘENÝ NA TÉMA PRÁCE</b> .....	30
<b>5</b>	<b>CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY</b> .....	42
<b>5.1</b>	<b>Cíle práce</b> .....	42
<b>5.2</b>	<b>Výzkumné otázky</b> .....	42
<b>6</b>	<b>METODIKA</b> .....	43
<b>6.1</b>	<b>Charakteristika výzkumného souboru</b> .....	43

6.2	<b>Postup měření</b> .....	43
6.3	<b>Kinesio taping</b> .....	44
6.4	<b>Postup měření</b> .....	45
6.4.1	Rozcvičení .....	47
6.4.2	Použité metody .....	47
6.5	<b>Statistické zpracování dat</b> .....	49
7	<b>VÝSLEDKY</b> .....	50
7.1	<b>Základní statistika</b> .....	50
7.1.1	Popisné statistiky goniometrie ZR a VR .....	50
7.1.2	Popisné statistiky pro peak torque ZR a VR .....	50
7.1.3	Popisné statistiky pro total work pro ZR a VR.....	51
7.2	<b>Odpovědi na výzkumné otázky</b> .....	53
7.2.1	Výzkumná otázka číslo 1.....	53
7.2.1.1	Hodnocení peak torque vnitřní rotace ramenního kloubu.....	53
7.2.1.2	Hodnocení total work vnitřní rotace ramenního kloubu .....	53
7.2.2	Výzkumná otázka 2 .....	56
7.2.2.1	Hodnocení peak torque zevní rotace ramenního kloubu.....	56
7.2.2.2	Hodnocení total work zevní rotace ramenního kloubu .....	56
7.2.3	Výzkumná otázka 3 .....	60
7.2.4	Výzkumná otázka 4 .....	63
7.2.5	Výzkumná otázka 5 .....	65
7.2.5.1	Hodnocení peak torque vnitřní rotace ramenního kloubu.....	65
7.2.5.2	Hodnocení total work vnitřní rotace ramenního kloubu .....	66
7.2.6	Výzkumná otázka 6 .....	69
7.2.6.1	Hodnocení peak torque zevní rotace ramenního kloubu.....	69
7.2.6.2	Hodnocení total work zevní rotace ramenního kloubu .....	70
7.2.7	Výzkumná otázka 7 .....	72
7.2.8	Výzkumná otázka 8 .....	74
7.3	<b>Další výsledky</b> .....	76
7.3.1	Hodnocení změny peak torque a total work na nedominantní horní končetině .....	76
8	<b>DISKUZE</b> .....	79
8.1	<b>Omezení výzkumu</b> .....	85



<b>9</b>	<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>87</b>
<b>10</b>	<b>SOUHRN</b> .....	<b>89</b>
<b>11</b>	<b>SUMMARY</b> .....	<b>91</b>
<b>12</b>	<b>REFERENČNÍ SEZNAM</b> .....	<b>93</b>
<b>13</b>	<b>PŘÍLOHY</b> .....	<b>99</b>

# 1 ÚVOD

Ramenní pletenec slouží u člověka k lokomoční a opěrné funkci, ale umožňuje nám zejména manipulační a úchopovou funkci ruky. Jejím prostřednictvím jsme v kontaktu s okolím a zároveň zajišťuje spojení horní končetiny (HK) s osovým aparátem. Dysfunkce ramenního kloubu je jednou z častých poruch pohybového aparátu, která vede pacienty k návštěvě lékaře nebo fyzioterapeuta. Protože je HK zapojena do běžných denních aktivit, způsobují tyto poruchy velké problémy. Terapie je obohacena o celou řadu doplňkových a podpůrných technik. Jednou z těchto doplňkových fyzioterapeutických metod je kinesio taping (KT), který se v dnešní době stále více rozšiřuje. Jedná se o aplikaci elastických pásek vycházející z kineziologie svalů a vlastností kůže, kterou lze zajistit stabilizaci daného segmentu bez současného omezení pohybu. Cílem diplomové práce bylo ozřejmit vliv KT na sílu zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu.

V současné době je nedostatek studií Evidence Based Medicine na toto téma. Dosud publikované práce se v základních poznatcích shodují, ale v podrobnějších faktech se rozcházejí a některé údaje zcela chybí. Rozdíl je také v metodických postupech a hodnocení probandů. Většina těchto prací se zabývá hodnocením dolních končetin u sportovců a méně se sleduje efekt KT na HK. Studie zaměřené na vliv KT na ramenní pletenec se věnují hodnocení timingu svalů pomocí elektromyografie zejména u sportovců s impingment syndromem. Studií zabývajících se působením KT na svalovou sílu svalů ramenního pletence je minimum.

Pomocí goniometrie a izokinetické dynamometrie jsme se snažili zjistit změny ve svalové síle a rozsahu pohybu zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu po aplikaci kinesio tapingu.

## 2 TEORETICKÁ ČÁST

### 2.1 Anatomie a kineziologie horní končetiny

Hlavní úlohou horní končetiny je úchop a manipulace sloužící k sebeobsluze, práci, komunikaci, čímž nám umožňuje spojení s vlastním tělem a okolím. Pro svoji funkci je nutná stabilizace polohy těla, kterou zajišťuje spolupráce s osovým orgánem. Pletenec HK je nejpohyblivějším kloubem v lidském těle (Dylevský, 2009; Véle, 2006). Tato spojka zahrnuje ramenní kloub a k němu patřící svaly a vazy. Svojí funkcí spadá do oblastí podpůrné a zabezpečovací hybnosti hrubé motoriky (Véle, 2006). Proto se na úvod teoretické části budu věnovat nejdříve kineziologii a biomechanice ramenního pletence.

#### 2.1.1 Ramenní pletenec

Ramenní pletenec je z hlediska funkce a anatomie velmi zajímavé spojení, protože veškeré struktury, ze kterých se skládá, se podílí na hladkém a koordinovaném pohybu. Jedná se o spojení, které umožňuje velký rozsah pohybu ve všech rovinách a dovoluje pohyb HK nad hlavou. Do ramenního pletence zahrnujeme čtyři kostěné segmenty, hrudník, lopatku, klavikulu a pažní kost a dále svaly a kloubní ligamenta, která k nim patří. Při pohybech HK dochází ke kombinaci pohybů všech těchto kloubů, a proto může být výsledný pohyb mnohem větší než pohyb při běžných denních aktivitách. Podmínkou pro dynamickou stabilizaci tohoto systému je, aby velká mobilita byla doplněna i o stabilitu (Janura, Míková, Krobot, & Janurová, 2004; Shultz, Houglum, & Perrin, 2005). Stabilitě a centraci ramenního kloubu se budu věnovat v dalších částech této práce.

Rozdělení ramenního pletence se liší dle různých autorů. Dle Kapandjiho dělíme rameno na pět kloubů, které jsou dále rozděleny do dvou skupin. Každá skupina obsahuje pravý a nepravý, tedy funkční kloub, které jsou mechanicky spojeny. Pro koordinovaný pohyb je nutná kooperace obou skupin, a to vždy v závislosti na typu pohybu. První skupina zahrnuje ramenní či také skapulohumerální kloub představující anatomický pravý kloub, který svojí hyalinní chrupavkou spojuje dvě kloubní plochy. Tento kloub je nejdůležitějším kloubem celého komplexu. Do této skupiny dále patří subdeltoideální „kloub“, který se označuje jako „druhý ramenní kloub“. Toto spojení zařazujeme mezi klouby ramenního pletence a považujeme ho za funkční, nikoliv anatomický kloub, protože umožňuje kluzký pohyb daných struktur po sobě. Druhá skupina obsahuje celkem 3 klouby, skapulotorakální, který je pouze funkčním kloubem a zároveň nejdůležitějším kloubem této skupiny. Další dva jsou

anatomické klouby, akromioklavikulární a sternoklavikulární kloub (Kapandji, 2002). Autoři Schünke, Ross a Schulte (2006) rozdělují pletenec ramenní také na anatomické klouby a funkční klouby stejně jako Kapandji, ale nerozdělují je do skupin.

### 2.1.2 Glenohumerální kloub

Glenohumerální kloub (GH), geometricky kloub kulovitý volný, je tvořen caput humeri a cavitas glenoidalis, které je chrupavčitém labrum glenoidale rozšířeno až o 75 % kloubní plochy. Jamka představuje pouze asi jednu třetinu nebo čtvrtinu plochy hlavice. Toto rozšíření mu dává velkou mobilitu, kterou se vyznačuje. Kloubní pouzdro začíná na obvodu jamky a upíná se na collum anatomicum humeri. Na ventrální straně pouzdra dochází k vychlípení synoviální membrány do sulcus intertubercularis podél dlouhé šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii a vytváří tak její synoviální obal. Na zesílení pouzdra a celého kloubu se podílejí šlachy svalů, které k pouzdru přiléhají (vzadu m. suprapinatus, m. infraspinatus, m. teres minor a vpředu m. subscapularis), svaly, kloubní vazy a burzy. Soubor svalů a šlach zesilující kloubní pouzdro označujeme jako rotátorovou manžetu (Čihák, 2001; Thibodeau & Patton, 2007).

GH kloub se vyznačuje velkým rozsahem pohybu a současně velkou kloubní vůlí, které jsou zároveň omezovány pružným tahem elastických svalů (krátké manžetové svaly, dle Basmajiana dynamické vazy), jejichž hlavní úlohou je aproximace hlavice humeru do kloubní jamky. Právě tímto působením extraartikulárních sil, tedy tahem svalů a ligament, se označuje GH kloub jako force-closed pair. Protože tento tah je silnější než tah kloubního pouzdra, dochází častěji v ramenním kloubu k luxacím (Dvořák, 2005; Véle, 2006). Stabilitu ramenního kloubu určuje řada faktorů jako velikost a postavení kloubní jamky, retroverze hlavice humeru, tendence k oddělení vazivové chrupavky a funkce manžety rotátorů, korakohumerálních a glenohumerálních svalů (Nordin & Frankel, 2001).

Ramenní kloub má tři stupně volnosti a jeho pohyb se uskutečňuje vždy v závislosti na základních třech rovinách a třech základních osách (Kapandji, 2002). Na počátku ontogeneze je tento kloub kladkový, protože se dítě při pokusu o vzpřímení pouze o ruce opírá a nevyužívá všechny stupně volnosti, které se později v průběhu ontogeneze začínají uplatňovat (Véle, 2006).

Ze základní polohy jsou možné pohyby do flexe (90°), extenze (45 - 50°), abdukce (180°), addukce (zpět do základního postavení). Rotace probíhají kolem podélné osy spojující caput humeri a capitulum humeri, rozsah je asi 90°. Všechny tyto pohyby v kloubu jsou kombinace výše uvedených základních pohybů a směrů. Současně s těmito pohyby dochází i k pohybu

lopatky, na začátku pohybu v malé míře, postupně její zapojení stoupá. Pro veškeré tyto pohyby je důležité, že kloubní pouzdro je zeslabeno kaudálně a složeno v řasy, což zajišťuje volnost. V místě ventrálního zeslabení je bursa subtendinea muscui subscapularis, těmito směry se také nejčastěji luxuje hlavice humeru (Čihák, 2001). Tyto jednotlivé pohyby se v ortográdních směrech skoro vůbec nevyskytují, protože v našem běžném životě mají pohyby vždy diagonální průběh, který je doprovázený rotační složkou (Véle, 2006).

### **2.1.3 Sternoklavikulární kloub**

Kloubní spojení, skládající se z fascies articularis sternalis klavikuly a incisura clavicularis na manubrium sterni, nazýváme sternoklavikulární kloub (SC). Mezi tyto dvě plochy je vložen discus articularis z vazivové chrupavky, který pohlcuje drobné nárazy přenášené z klavikuly na sternum, plní funkci stabilizátoru v řetězci kostěných segmentů pletence ramenního a zajišťuje hladký a koordinovaný pohyb klavikuly ve všech směrech (Dylevský, 2009; Nobuhara, 2003). Kromě toho zabezpečuje kongruenci kloubních ploch. O tomto kloubu mluvíme jako o sedlovitém, konkávně-konvexním. Disk rozděluje dutiny na dvě části, které mohou, nebo i nemusí být v kontaktu s meniskem v závislosti na jeho centrální perforaci (Kapandji, 2002).

Stabilita kloubu je zajištěna tuhým a krátkým pouzdrem, které je zesílené třemi ligamenty a svaly, jako například krátký a silný m. subclavius, a diskem. Tento kloub má tři stupně volnosti a pohyb je možný do třech směrů, ale pouze v malém rozsahu. Pohyb se uskutečňuje ve smyslu elevace a deprese ve frontální rovině (30-40°), protrakce a retrakce v transverzální rovině (30°) a nakonec i rotace kolem podélné osy (40-50°) (Hamill, 2003). Tento kloub má dvě osy a dva stupně volnosti, odpovídající „univerzálnímu kloubu“. Ve vertikální rovině dochází k elevaci 10 cm a depresi 3 cm klavikuly, v horizontální rovině je pohyb laterálního konce klavikuly anteriorně 10 cm a posteriorně 3 cm. Nicméně v tomto kloubu je nejvýznamnější axiální rotace 30° klavikuly při abdukci HK (Kapandji, 2002).

### **2.1.4 Akromioklavikulární kloub**

Akromioklavikulární spojení (AC) je plochým kloubem ležícím mezi zevním koncem klavikuly a akromionem. Společně se SC vytváří spojení mezi HK a trupem. Jedná se o malou kloubní plochu, budeme-li brát v úvahu působení vysoké síly při přenosu zatížení ze svalů hrudníku na HK při jejím pohybu (Nordin & Frankel, 2001; Manske, 2006). Vzhledem k šikmé orientaci kloubních povrchů dochází často při kontaktních sportech

k dislokaci tohoto kloubu, přestože m. trapezius velikost působící síly zeslabuje (Janura et al., 2004). Stabilizace AC je zajištěna dynamickými a statickými stabilizátory. Krátké a tuhé kloubní pouzdro kraniálně zesílené, akromioklavikulární ligamenta, korakoklavikulární ligamenta a korakoakromiální ligamenta jsou statickými stabilizátory. Dynamickými stabilizátory jsou střední část m. deltoideus a horní část m. trapezius (Manske, 2006). Čisté pohyby v AC jsou spíše minimální posuny omezené vazivovým aparátem (Čihák, 2001; Dylevský, 2009).

### **2.1.5 Skapulotorakální skloubení**

Lopatka je plochá kost ležící na posterolaterální straně hrudníku mezi druhým a sedmým žebrem. Lopatka na hrudníku neleží ve frontální rovině, ale běží medio-laterálním a postero-anteriorním směrem. S frontální rovinou svírá úhel  $30^\circ$  a s klavikulou  $60^\circ$ , je tak v těsném kontaktu s hrudníkem. Pro pochopení funkce tohoto spojení si musíme rozdělit prostor mezi lopatkou a hrudníkem na dvě části. První je mezi lopatkou a m. serratus anterior, posteriorně a laterálně je ohraničen m. subscapularis a anteriorně a mediálně tvoří m. serratus anterior hranici na mediální hraně lopatky k antero-laterální hranici hrudníku. Druhým prostorem je hrudník a m. serratus anterior, který je postero-laterálně vymezen hrudní stěnou a antero-mediálně m. serratus anterior (Kapandji, 2002). Jak je tedy patrné, není zde žádné kostní připojení, proto mluvíme o nepravém, fyziologickém kloubu, který je uskutečněn vmezeřeným řídkým vazivem vyplňující štěrbinu mezi svaly lopatky a hrudníku. Toto vazivo umožňuje klouzavý pohyb a je předpokladem pro posun lopatky po hrudníku velkého rozsahu ve smyslu protrakce, retrakce, elevace, deprese a samozřejmě rotace. Aby lopatka mohla vykonat tyto pohyby, musí být současně zajištěn i pohyb v SC ( $65\%$ ) a AC ( $35\%$ ). Při pohybu lopatky v rozsahu  $60^\circ$  v SC dojde k rotaci  $40^\circ$ , v AC  $20^\circ$  a k rotaci klavikuly v rozsahu  $40^\circ$  (Janura et al., 2004). Proto vždy mluvíme o funkčním spojení a ne kloubním spojení, v němž v pohybové i stabilizační funkci hrají hlavní roli svaly pletence (Dylevský, 2009; Nordin & Frankel, 2001).

### **2.1.6 Subdeltoideální kloub**

Společně s předchozím kloubem patří subdeltoideální kloubu mezi nepravé. Subdeltoideální kloub je tvořen subdeltoideální a subakromiální burzou, které umožňují dobrý posun okolních struktur. Kolem tohoto kloubu nalézáme další struktury, které se mohou podílet na postižení této části. Jde o horní část humeru a periartikulární svaly

(m. infraspinatus, m. supraspinatus, m. teres minor, m. subscapularis a dlouhá hlava m. biceps brachii) (Nordin & Frankel, 2001; Dylevský, 2009; Schünke et al., 2006).

Subdeltoideální burza je uložena mezi m. deltoideus a kloubním pouzdrém a menší subakromiální burza se nachází mezi akromionem a kloubním pouzdrém (Van de Graaf, 2000).

Tato oblast představuje úžinu, která bývá často bolestivým zdrojem a příčinou omezení pohybu při abdukci. Při tomto pohybu se šlacha m. supraspinatus posunuje k zúženému místu pod AC, kdy dojde ke zvrásnění stěny burzy a vzniku impingment syndromu. Vnitřní strana burzy je tvořena zevní stranou m. supraspinatus a nelze je tedy od sebe oddělit. Pokud dojde k poškození zevní části šlachy m. supraspinatus, projeví se tato porucha také na této burze. Vzniklá mikrotraumata a iritace uvnitř kloubu vyvolávají bolestivost při abdukci, a tento stav pak označujeme jako nezářetlivé bursitis subdeltoidea. Primární bursitis subdeltoideální burzy je vzácná (Čihák, 2001; Dylevský, 2009; Caillet, 1997).

## **2.2 Kinematika ramenního kloubu**

Jak jsem již uvedla výše, ramenní kloub je kloubem s největší mobilitou v lidském těle, který se zároveň vyznačuje stabilitou. Rozsah pohybu je vždy závislý na kombinaci pohybů v jeho jednotlivých kloubech a jeho hodnoty se podle jednotlivých autorů někdy i značně liší (Tabulka 1) (Zatsiorsky, 1998).

Podmínkou pro tuto velkou mobilitu ramene je dynamická stabilita, která je zajištěna kromě kostních struktur také labrum glenoidale, kloubním pouzdrém, glenohumerálními vazy a zejména dynamickými stabilizátory - rotátorovou manžetou. Stabilita ramenního kloubu je ovlivněna několika mechanismy, například svalovým tonem, bariérou kontrahovaného svalu, kompresní silou způsobenou svalovou kontrakcí a napětím ligament. Abychom správně pochopili funkci svalu a také přenos jeho silového zatížení, je třeba brát v úvahu svalovou orientaci, sílu a také svalovou aktivitu. S ohledem na to, že ramenní pletenec se skládá z více kloubů, může jeden sval ovlivňovat různé klouby, a to jak ve smyslu svalové síly tak i pohybu v kloubu (Lugo, Kung, & Maa, 2008; Nordin & Frankel, 2001).

Pohyb v ramenním kloubu se děje kolem následujících os a rovin. Transverzální osa ležící ve frontální rovině kontroluje pohyb v sagitální rovině do flexe (180°) a extenze (45-50°). Druhou osou je anteroposteriorní osa, která se nachází v sagitální rovině a kontroluje pohyb do abdukce (180°) a addukce. Čistá addukce je mechanicky nemožná díky trupu, proto se spojuje s flexí nebo extenzí a její rozsah je pak v rozmezí 30-45° (Kapandji, 2002). Vertikální osa prostupuje přes sagitální a frontální rovinu, představuje třetí osu v prostoru a zároveň

kontroluje pohyb ve smyslu flexe a extenze v horizontální rovině (Nobuhara, 2003). Kolem podélné osy humeru se dějí dva odlišné pohyby, zevní rotace (ZR) a vnitřní rotace (VR). Spojením všech těchto pohybů získáme cirkumdukci, která se děje kolem všech tří základních os (Kapandji, 2002).

Pro hladký a koordinovaný pohyb HK v běžných denních aktivitách je nutné, aby byla v ramenním kloubu vyvážená stabilita s velkou mobilitou, a aby byl pohyb proveden v optimálním pohybovém vzoru (Roy, Moffet, MacFadyen, & MacDermid, 2010). Normální pohyb ramenního kloubu závisí na integritě kloubů, ze kterých se skládá, a jejich vzájemné koordinaci. Poskytuje pro ruku velký pracovní prostor a také stabilitu pro jemné manipulační úchopy. Vyvážená souhra může být snadno narušena, selže-li jeden z prvků, např. opakovaným přetěžováním, vlivem špatného držení těla a dalších. Ramenní kloub se stává nestabilní, bolestivý a dalším zatěžováním vede k mikrotraumatům (Cutti & Veeger, 2009).

Pomocí elektromyografie můžeme kvantifikovat svalovou aktivaci během daného pohybu, ale nemůžeme z ní přímo určit, jaké svalové síly vznikají. Chceme-li jasně porozumět celému problému zapojení svalů, vyžaduje to znalost momentu ramenního kloubu (vzdálenost mezi instantním centrem rotace (I.C.R) a tahem svalů) a fyziologického průřezu svalů (měření jeho objemu na základě délky svalů) ( Oatis, 2009; Nordin & Frankel, 2001).

Tabulka 1. Rozsahy pohybů v ramenním kloubu dle různých autorů

<b>pohyb</b>	<b>Dylevský</b>	<b>Véle</b>	<b>Hoppenfeld</b>	<b>Kendall</b>	<b>Kapandji</b>
<b>flexe</b>	0-180°	0-180°	0-90°	0-180°	0-180°
<b>extenze</b>	0-40°		0-45°	0-45°	0-50°
<b>abdukce</b>	0-180°	0-180°	0-180°	0-180°	0-180°
<b>vnitřní rotace</b>	0-90°	0-40° (45°)	0-55°	0-70°	0-95°
<b>zevní rotace</b>	0-90°	0-40° (45°)	0-45°	0-90°	0-80°

### 2.2.1 Zevní a vnitřní rotace ramenního kloubu

Rotace v ramenním kloubu se děje kolem podélné osy humeru v různých polohách HK do dvou rozdílných směrů, ZR a VR. Dle Kapandjiho máme dva druhy rotací, volní a automatickou, které od sebe můžeme odlišit. Volní rotace je závislá na třech stupních volnosti a probíhá pouze v tříosých kloubech, zatímco rotace automatická se děje bez volní



kontroly, v kloubech dvouosých a tříosých, jsou-li dvě z těchto os již využity (Kapandji, 2002).

Mezi ZR a VR ramenního kloubu může vzniknout nerovnováha, která je způsobená velkým zatížením a opakujícími se pohyby. Tato dysbalance je daná zvýšenou aktivitou svalů VR, která je nedostatečně kompenzovaná aktivitou ZR (Land & Gordon, 2011).

Ve své práci se zabývám rotací volní využívající toho, že ramenní kloub má tři stupně volnosti. Autoři se ve svých publikacích značně liší v rozsahu pohybu rotací (Tabulka 1), ale také výchozím postavením, které velikost pohybu značně ovlivňuje, stejně tak jako pozice trupu a pánve (Kapandji, 2002; Hamill & Knutzen, 2003; Nobuhara, 2003). Postavení ramenního pletence je závislé na koordinaci kloubů pletence a jejich ligamentech, na aktivitě horní části m. trapezius, m. levator scapulae, m. sternocleidomastoideus a faciích v této oblasti. Dále na postavení obratlů hrudní a krční páteře, posturálních a pohybových zvyklostech jedince, stranové dominanci, svalovém tonu a věku. Více než z 50 % přispívá k pohybu do rotace GH kloub (Oatis, 2009; Wilk, Reinold, & Andrews, 2009). Jako výchozí pozice pro rotaci se může zvolit poloha s paží volně podél těla s 90° flexí v lokti. Rozsah rotace z této polohy je 60°. Pokud by v lokti byla extenze, rozsah pohybu by se zvětšil, ale pouze ve smyslu supinace a pronace předloktí, rotace v ramenním kloubu zůstává stejná. V praxi se využívá pozice označovaná jako fyziologická, kde je paže v 30° VR (Kapandji, 2002). Nobuhara (2003) uvádí, že se rotace provádí obvykle ze dvou výchozích postavení. První postavení s paží volně podél těla a flektovaným loktem v 90° je shodné s postavením podle Kapandji. Druhou výchozí pozicí je 90° abdukce v ramenním kloubu. Stejně polohy pro rotace uvádí i McFarland a Kim (2006), kteří navíc říkají, že vyšetření rotace s paží volně podél těla provádí buď ve stoji, nebo v sedě. Dle Nordin a Frankel (2001) v 90° abdukci ramenního kloubu dosáhneme 70° VR a 90° ZR a s paží volně podél těla se rozsah rotace shoduje s Kapandjím (2002).

Rotace humeru způsobuje koncentrický „twist“ vláken kloubního pouzdra, které vytváří sílu směřující dovnitř kloubu, čímž se zvyšuje stabilita kloubu. Rotace je navíc spojena s mírným posunem fossa glenoidalis. Při VR se posunuje anteriorně a při ZR se posunuje posteriorně (Fusco, Foglia, Musarra, & Testa, 2008). Kloubní pouzdro zůstává při VR relaxované, na rozdíl od ZR, při které je kloubní pouzdro napnuté (Hamill & Knutzen, 2003).

Rotace v ramenním kloubu probíhá vždy v několika rovinách současně. Centrum zakřivení artikulační plochy nemusí nutně kolidovat s centrem rotace. Závisí na mnoha faktorech, jako je tvar artikulačních ploch, mechanické faktory kloubu, napětí ligament a svalů a vliv

pohybu. Kapandji uvádí existenci série instantních center rotace (I.C.R.), které korespondují s centrem pohybu. Během rotace je oblast I. C. R. na spojnici hlavice a jamky uprostřed mezi dvěma laterálními hranicemi hlavice humeru (Hammer, 2007; Kapandji, 2002).

### **2.2.1.1 Vnitřní rotace**

Na VR se podílí m. subscapularis, který se aktivuje v celé fázi pohybu a jeho funkcí je hlavně VR, sternální část m. pectoralis major, m. latissimus dorsi, m. teres major a přední vlákna m. deltoideus (Dutton, 2011). Svaly se účastní i dalších pohybů paže. Při extrémní rotaci se působení těchto svalů snižuje, a proto posteriorní a střední vlákna m. deltoideus excentrickou kontrakcí kompenzují toto snížení (Nordin & Frankel, 2001). Hammer (2003) navíc zahrnuje dlouhou hlavu m. biceps brachii.

Podle výsledků studie Huang, Wei, Jung-Chi, Hsu, & Chang (2005) se ukázalo, že hlavní svaly VR jsou m. latissimus dorsi a m. pectoralis major. Síla VR je mnohem větší než ZR, což potvrzují i další studie (Land & Gordon, 2011). Pro správnou funkci HK jsou tyto pohyby nepostradatelné, protože jsou součástí aktivit v běžném denním životě, např. oblékání se, pro hygienu, abychom se mohli napít a najíst (Clarkson, 2005).

Na VR se podílí pohyb lopatky do abdukce, relaxace kloubního pouzdra a posun fossa glenoidalis anteriorně (Kapandji, 2002).

### **2.2.1.2 Zevní rotace**

Velikost rozsahu ZR je uvedena v Tabulce 1. Nejvyšší stupeň ZR dosáhneme z pozice, která je mezi fyziologickou a klasickou pozicí HK (které jsou popsány výše) (Kapandji, 2002).

ZR je důležitá pro dosažení plné abdukce, protože při ZR dochází k relaxaci inferiorní části kloubního pouzdra GH kloubu. Stabilita kloubu je pak zajištěna m. subscapularis, který se společně s glenohumerálními ligamenty napíná od 45° abdukce (Hamill, 2003). Zevní rotací se uvolňuje pevná mechanická bariéra, která vzniká při kontaktu velkého hrbolu humeru a korakoakromiálního vazů (Smékal, 1999).

Svaly ZR jsou m. infraspinatus, m. teres minor a posteriorní část m. deltoideus, který je pomocným svalem (Castro & Jerosch, 2001). EMG hodnocení ukazuje, že primárním zevním rotátorem ramenního kloubu je m. infraspinatus, který se zapojuje v celém průběhu pohybu. Naproti tomu posteriorní část m. deltoideus zvyšuje svoji aktivitu se zvětšující se abdukcí a zlepšuje moment síly ramenního kloubu. M. teres minor se aktivuje hlavně při ZR v 90° abdukci ramenního kloubu a kromě ZR paže se podílí na addukci paže a svým tahem má

tendenci k mírné dislokaci hlavice humeru, které zabraňuje aktivita m. subscapularis (Cailliet, 1991; Nordin & Frankel, 2001). U volejbalistů nebo baseballistů se můžeme setkat s hypotrofií až atrofií m. infraspinatus vlivem opakovaného přetěžování HK (McFarland & Kim, 2006).

Úpon m. infraspinatus je spojen s úponem m. supraspinatus, který se považuje za nejdůležitější sval rotátorové manžety, a m. teres minor. Společně vytváří „conjoined tendon“ (Cailliet, 1991).

### **2.2.2 Abdukce a addukce**

Abdukce a addukce probíhají v GH kloubu v rovině frontální kolem anteroposteriorní osy, variace rozsahu pohybů jsou uvedeny v Tabulce 1. Abdukce probíhá v několika fázích, ve kterých je poměr zastoupení GH kloubu a lopatky různý a mluvíme o skapulohumerálním rytmu, kterému se věnuji v následující kapitole (Véle, 2006).

Hlavními svaly abdukce jsou m. supraspinatus a m. deltoideus. Abdukce paže začíná dle Kapandjiho (2002) aktivitou m. supraspinatus a v průběhu pohybu si svoje role s m. deltoideus vymění (Kapandji, 2002; Véle, 2006). Na základě EMG bylo zjištěno, že během celé abdukce se m. supraspinatus a m. deltoideus aktivují zhruba stejně, a to i na počátku pohybu. M. supraspinatus se jako sval RM významně podílí na stabilizaci GH kloubu během elevace HK (Oatis, 2009).

Adduktory jsou m. pectoralis major, m. latissimus dorsi a m. teres major (Muscolino, 2011).

#### **2.2.2.1 Elevace horní končetiny a skapulohumerální rytmus**

Abychom mohli provést veškeré pohyby horní končetiny, je nutné, aby lopatka a humerus spolu pracovali synchronně ve smyslu koordinace, bez bolesti a námahy. Všechny zapojené svaly musí být adekvátně inervované z předních rohů míšních, stejně jako musí mít funkční svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska. Komplexně můžeme tento systém označit jako skapulohumerální rytmus (SHR) (Cailliet, 1991). Jedná se o vztah humeru a lopatky během elevace HK (Oatis, 2009).

Rotátorová manžeta (RM) hraje důležitou roli během elevace HK, kdy m. deltoideus už nemůže abdukovat paži a zajistit stabilizaci hlavice humeru. Naopak nad 90° vytváří subluxační sílu a táhne hlavici humeru mimo kloubní jamku a tím snižuje stabilitu. Jako celek je RM schopna vygenerovat během flexe nebo abdukce kolem 50% síly získané v průběhu

pohybu. Pro zajištění stability hlavičky humeru se aktivuje m. supraspinatus (Hamill & Knutzen, 2003; Dutton, 2011).

SHR rozděluje pohyb humeru a lopatky v poměru 2:1 v celé fázi abdukce, tzn., že na každé 2° abdukce GH kloubu připadá 1° rotace lopatky, např. na každých 15° abdukce připadá 10° GH kloubu a 5° rotace lopatky po hrudníku (Dutton, 2011). Toto pravidlo bylo vyvráceno, protože neplatí ve všech stupních abdukce, např. v prvních 15° až 30° abdukce lopatka zůstává fixována a začíná se pohybovat až v následujících stupních abdukce (Cailliet, 1991). Dle Hammer (2007) se lopatka začíná pohybovat až od 50°. Poměr rozsahu GH kloubu a lopatky je stále diskutován. SHR je v poměru 3:2, na začátku pohybu do 30° je poměr 4:1 a na zbylý rozsah elevace je to 5:4 (Hammer, 2007).

Prvních 30° abdukce probíhá pouze v GH kloubu. V rozsahu 30- 170° elevace se na každých 15° podílí lopatka z 5° a GH kloub z 10°. Potom tedy z celkového pohybu 180° se lopatka účastní 60° a GH kloub 120°. S pohybem lopatky jsou spojeny pohyby v AC a SC. Na každých 10° abdukce připadají 4° elevace klíčku v SC. Jakmile dosáhneme 90° abdukce je lig. costoclaviculare napnuté a pohyb v SC minimální, proto musí být pohyb lopatky doplněn o pohyb v AC, kdy vlivem napětí lig. coracoclaviculare rotuje klíček kolem podélné osy v rozsahu 45- 55°. Pokud tedy dojde k omezení pohybu v jednom z těchto kloubních spojení a není-li vytvořena kompenzace na jiné úrovni, elevace HK je omezena (Bartoníček, 2004).

Naproti tomu Cailliet rozděluje elevaci HK do 4 fází. První fáze je počáteční pozice, ve které je nulová rotace lopatky, nulový spino-klavikulární úhel, nulový pohyb v SC, nulová abdukce paže a elevace zevního konce klavikuly. Od 30° abdukce se klavikula elevuje o 12- 15°, ale nerotuje. V této fázi se elevuje SC, AC (10°). Ve třetí fázi je 90° abdukce humeru, kterou dle SHR rozdělujeme na 60° GH kloubu a 30° lopatky. Zevní konec klíčku se elevuje bez rotace do svého maxima 30° a pohyb se odehrává v SC. Ve čtvrté fázi dosáhneme 180° elevace, 120° připadá na GH kloub a 60° na rotaci lopatky. Klavikula už v této pozici nemá šanci se zvedat, rotuje 45° (Cailliet, 1991).

Elevace HK do 170° je závislá na správném průběhu SHR a na schopnosti ZR paže. V 90° abdukce tuberculum majus narazí na akromion. Zevní rotací paže a rotací lopatky dojde k posunu tuberculum majus posteriorně a elevace se může dokončit v plném rozsahu (Clarkson, 2000).

Na celkovém pohybu elevace paže se tedy podílí všechny kloubní spojení ramenního pletence, a to nejen pro dosažení plného rozsahu pohybu, ale pro zajištění stability kloubu. Tlakové síly působící v dlouhé ose humeru směřují co nejvíce kolmo do horizontalizujících

jamky, čímž dochází k ulehčení činnosti svalů kolem kloubu a zajištění jejich správné funkce (Bartoníček, 2004; Hamill & Knutzen, 2003).

### **2.2.3 Flexe a extenze**

Pohyby do flexe a extenze v GH kloubu probíhají v sagitální rovině kolem mediolaterální osy. Flexe podobně jako abdukce se skládá z několika fází. V první fázi se aktivují hlavní flexory, přední vlákna m. deltoideus, m. coracobrachialis, klavikulární část m. pectoralis major, m. biceps brachii. Druhá fáze (60-90°) tvoří přechod do třetí fáze (90-120°), ve které se zapojují m. trapezius a m. serratus anterior. V poslední fázi (120-180°) spolupracují na pohybu svaly zad, které zvětšují lordózu a úklon (Véle, 2006; Muscolino, 2011).

Extenze je zajištěna zadní porcí m. deltoideus, m. latissimus dorsi, m. teres major a dlouhou hlavou m. triceps brachii (Dylevský, 2009).

### **2.2.4 Periarikulární svaly a rotátorová manžeta**

Periarikulární svaly probíhají transversálně přes ramenní kloub a fungují jako ligamenta, protože udržují hlavici humeru proti glenoidální jamce v centrované poloze, a tím zajišťují rovnovážné postavení v ramenním kloubu. Svojí funkcí chrání a zpevňují ramenní kloub. Při pohybu HK se vždy aktivují jako první. Do této skupiny zařazujeme m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. subscapularis, m. teres minor a šlachy dlouhé hlavy m. biceps brachii. Véle (2006) řadí do této skupiny navíc i dlouhou hlavu m. triceps brachii (Johnson, 2007; Kapandji, 2002; Margheritini & Rossi, 2011).

Velký rozsah pohybu ramenního kloubu je umožněn rotačními schopnostmi svalů RM, jejichž šlachy se upínají v těsné blízkosti hlavice humeru. Proto má postavení kloubu velký vliv na směr a sílu působení svalů RM. Maximální sílu jsou schopni vyprodukovat ze svojí střední délky, protože při plné kontrakci nebo protažení se jejich funkce snižuje (Maffulli, 2011).

Úpony těchto svalů často podléhají změnám. Faktory podílející se na vzniku těchto poruch rozdělujeme na vnitřní, které souvisí s degenerativním postižením, a zevní, které jsou spojovány se subacromiálním impingementem. Nejčastěji dochází k poruchám RM při sportovním zatížení vlivem mechanického působení stresu a deformace, které vedou ke vzniku mikrotraumat, parciálních rupturám až totálnímu rupturám. K postižení kritické zóny, kterou představuje šlacha m. supraspinatus a ligamentum coracohumerale, dochází také z důvodu nedostatečného cévního zásobení, které je způsobeno kompresí cév kontrakcí svalů

RM při elevaci, abdukci a flexi paže, zatímco při pasivních pohybech k těmto kompresím nedochází (Cailliet, 1991; Frankle, 2008).

### **2.2.5 Stabilizace a centrace ramenního kloubu**

Pro veškeré pohyby horní končetiny musí být splněna podmínka stabilizace ramenního kloubu. Stabilita kloubu se vztahuje k pohybům kostí v rovinách určených stupněm volnosti nebo pohybem artikulačních ploch ve smyslu laterální nebo trakční dislokace. Na celkové stabilizaci ramenního kloubu se účastní řada mechanismů jako sklon glenoidální jamky, tense superiorní části kloubního pouzdra a ligamentum coraco-humerale, aktivita m. supraspinatus a posteriorní vlákna m. deltoideus a již zmíněná kontrakce svalů RM (Kapandji, 2002; McGinnis, 1999). Všechny tyto stabilizátory můžeme rozdělit do dvou skupin: statické a dynamické stabilizátory, které spolu musí fungovat jako jeden celek. Mezi statické stabilizátory řadíme kloubní pouzdro, labrum glenoidale a ligamenta, která mají zejména mechanickou roli. Dynamické stabilizátory jsou svaly (Lephart & Fu, 2000). Přestože by většina těchto mechanismů měla fungovat v celém rozsahu pohybu, význam každého z nich závisí na poloze, ve které se ramenní kloub nachází (Lee, Kim, O'Driscoll, & Morrey, 2000).

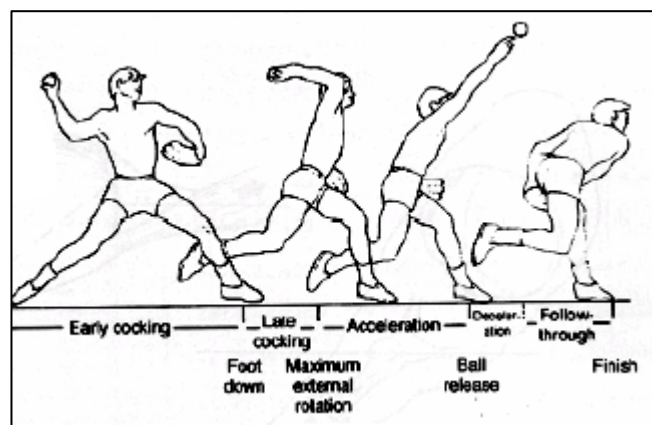
Centrace je postavení kloubu, kdy jsou kloubní plochy v maximálním možném kontaktu. Síly, které působí na tento kloub, jsou rovnoměrně rozloženy a kloubní pouzdro společně s ligamenty jsou v minimálním tonu. Centraci kloubu představuje střední nebo také neutrální pozice, ve které je ideální statické zatížení. Všechny tyto důsledky centrace kloubu jsou velmi důležité pro udržení funkčnosti HK, horní části trupu, krčního úseku, kraniocervikálního spojení ale i stability celého těla jako celku. Funkční dynamická centrace ramenního kloubu má dva důležité prvky, které musí být v každé pozici zachovány, a to aktivní poziční funkce lopatky a centrační depresorická aktivita svalů rotátorové manžety (m. subscapularis- dolní porce, celý m. teres minor, m.infraspinatus- dolní část). V případě poruchy jedné z těchto podmínek může dojít k degenerativním změnám ramenního kloubu ve smyslu špatně funkčně zacentrované hlavice humeru a postižení RM (pro kompresivní a střížné síly hlavice humeru), mluvíme pak o tzv. impingment syndromu (Brinckmann, Frobin, & Leivseth, 2000; Kolář, 2009; Mayer & Smékal, 2005).

### **2.2.6 Kinematika pohybu v ramenním pletenci u hráčů volejbalu**

Volejbal je sport vyžadující opakované pohyby paží, stejně jako u baseballistů, oštěpařů, tenistů, plavců a mnoha dalších. Vedou ve velké incidenci k poranění ramene, zejména

pro excentrické zatěžování RM ramenního kloubu. Hod (odpal nebo smeč) se skládá z několika fází zahrnujících ZR a VR (Obrázek 1) (Wang, MacFarlane, & Cochrane, 2000).

Pro hod je velmi důležitá okamžitá reakce a zrychlení na začátku pohybu, proto je nutná rychlá koordinace rukou, trupu a dolních končetin (Nobuhara, 2003). Pohybu HK předchází aktivita trupu a dolních končetin. Hlavní pohyb se skládá z rotace trupu, protrakce SC, extenze lokte a flexe zápěstí a prstů, přičemž se aktivita přenáší z proximálních segmentů směrem na distální. Během první fáze hodu proximální části dosahují rychlosti, která je menší než rychlost na distálních segmentech (Fusco, Foglia, Mussara, & Testa, 2007).



Obrázek 1. Jednotlivé fáze hodu (Zheng, Fleisig, & Andrews, 1999).

Hod můžeme rozdělit do tří fází. Přípravná fáze, při které má hráč HK extendovanou s abdukci 90° a maximální ZR paže, addukcí lopatky a flexí loketního kloubu. Celkový postoj je doplněn rotací trupu a nakročením dolních končetin. Svalová aktivita začíná hlavně rotací trupu na kontralaterální stranu a končí maximální ZR paže (Zheng et al., 1999). Abdukce je zajištěna aktivitou m. deltoideus a m. supraspinatus. Jako pomocné svaly se zapojují m. subscapularis, m. infraspinatus a m. teres minor, které zároveň zajišťují ZR. Na pohybech lopatky se účastní m. trapezius a mm. rhomboidei. Na konci přípravné fáze se začínají aktivovat m. latissimus dorsi, m. pectoralis major nejprve excentricky jako kontrola pohybu do ZR, extenze a abdukce a následně koncentricky zajišťující pohyb paže vpřed (Hamill & Knutzen, 2003; McGinnis, 1999; Nordin & Frankel, 2001).

Následující fází je akcelerace charakterizovaná začínající koncentrickou kontrakcí do extenze lokte, VR paže s abdukci 90° a horizontální flexe pro pohyb HK vpřed. Aktivují se stejné svaly jako na konci předchozí fáze, m. subscapularis, m. latissimus dorsi, m. teres major a m. pectoralis major (horizontální flexe a VR), m. serratus anterior (protrakce a abdukce lopatky) a m. triceps brachii (začátek a kontrola extenze lokte). Naproti tomu

m. infraspinatus, m. teres minor, m. trapezius, m. biceps brachii vykazují minimální aktivaci. Akcelerační fáze se vyznačuje velkou úhlovou rychlostí, točivým momentem a tlakovou silou kloubu (Hamill & Knutzen, 2003; McGinnis, 1999).

Poslední fází je decelerační, ve které jde paže diagonálním pohybem před tělo a zastaví se nad kontralaterálním kolenem. Jakmile je v této fázi dosažena maximální VR, svalová aktivita vede k excentrické kontrakci ZR. Dochází k aktivaci m. deltoideus (horizontální flexe), m. latissimus dorsi (VR), m. trapezius (brzdí pohyb lopatky) a m. supraspinatus (abdukce a VR) (Hamill & Knutzen, 2003).

Někteří autoři ovšem rozdělují pohyb do pěti fází: natažení (windup), zvednutí (early cocking), akcelerace (acceleration), decelerační fáze (deceleration) a dokončení pohybu (follow-through). Decelerační fáze, ovlivňovaná excentrickou aktivitou posteriorní části RM a periskapulárními svaly zajišťující ZR, minimalizuje napětí posteriorní části kloubního pouzdra. (Hamill & Knutzen, 2003; Huang et al., 2005; Wang & Cochrane, 2001).

Na stabilitě GH kloubu během všech těchto fází hodů se podílí velkou měrou excentrická kontrakce RM zajišťující aproximaci hlavice humeru. Aktivní a pasivní mechanismy zajišťují tuto dynamickou stabilizaci a aproximaci hlavice humeru v glenoidální jamce během smeče nebo podání. Při zvyšování rozsahu pohybu a zrychlování HK, m. supraspinatus a m. infraspinatus a m. teres minor zajišťují svojí excentrickou kontrakcí translaci hlavice humeru a podílí se na deceleraci pohybující se končetiny. Následkem toho laxicita pasivních stabilizátorů zvyšuje zátěž RM vedoucí k únavě a poruše funkce dynamické stabilizaci (Stickley, Hetzler, Freemyer, & Kimura, 2008).

Prevence zranění ramene u dospívající populace by měla být přiměřená zatížení RM, protože u těchto jednotlivců je muskuloskeletární systém nezralý. Nepřiměřená aktivita může vést k akutnímu nebo únavovému poranění tkání, a prodloužení doby disability postižených struktur (Stickley et al., 2008).

Hod klade velkou zátěž na ramenní kloub a vyžaduje značnou svalovou kontrolu, přestože dolní končetiny výrazně přispívají svojí aktivitou k pohybu. Při hodu je nutné zajištění pevnosti, stability a mobility. Pokud se po zranění hráč rychle vrátí do tréninkového programu, aniž by byly splněny tyto podmínky, dojde ke vzniku mikrotraumat nebo stejnému poranění (Roush, Kitamura, & Waits, 2007). Opakováním tohoto pohybu můžeme u sportovců pozorovat určité charakteristiky ramenního kloubu. Patří mezi ně hypermobilita přední části kloubního pouzdra, nadměrná ZR, hypomobilita posteriorní části kloubního pouzdra způsobující omezení VR, a ligamentózní instabilita GH kloubu (Herrington, 1998).



Je-li u tohoto typu sportu porucha neuromuskulární koordinace, může dojít k bolestivým stavům. Ve fázi nápřahu je to impingment syndrom, poškození anterosuperiorní části RM a šlachy m. supraspinatus, zatímco ve fázi hoďu je to porucha posteriorní části RM. Postavením humeru ve VR a addukci se hlavice posunuje dozadu a může dojít k postižení posteriorní části RM nebo až k subluxaci GH kloubu. Vlivem těchto faktorů může dojít k funkční poruše GH kloubu, a to oslabení (absolutní, či relativní) nebo až k poruše koordinace a timingu RM (Mayer & Smékal, 2005). Tyto poranění ramenního kloubu, spojené často s opakováním smečování a podávání, vyžadující dynamickou stabilizaci pro zajištění integrity GH kloubu, jsou u hráčů volejbalu jedny z nejčastějších a přispívají k prodloužení doby rekonvalescence (Stickley et al., 2008).

### 3 KINESIO TAPING

V dnešní době je technika kinesio taping (KT) široce používaným doplňkem ve fyzioterapii a ve sportu. KT slouží jako okamžitá pomoc a úleva pro řadu pacientů a sportovců, protože poskytuje oporu daných částí těla během pohybu. Jedná se o aplikaci elastických pásek přímo na kůži nad postiženým místem, takže dovoluje plný rozsah pohybu na rozdíl od klasických pevných tapů (Thelen, Dauber, & Stoneman, 2008; Kase, 2003). Udává se, že klasický tape ztrácí svou schopnost bránit nežádoucímu pohybu asi po 15-20 min pohybové aktivity. Rigidní tapy se považují za obdobu ortézy, bandáže či jiné pasivní opory. Proto má KT v poslední době častější uplatnění (Bragg, Macmahon, Overom, Yerby, Matheson, & Carter, 2002).

Základy této metody položil v sedmdesátých letech 20. století japonský chiropraktik Dr. Kenso Kase a postupně se přes USA dostala také do Evropy, zejména do Německa. Protože se jedná o koncept, umožňuje tato technika každému terapeutovi se přizpůsobovat a individuálně přistupovat ke každému pacientovi zvlášť. Je důležité zmínit, že se jedná pouze o podpůrnou techniku a nikoliv monoterapii, jak se někteří mohou mylně domnívat. Koncept KT byl v posledních letech rozšiřován, doplňován, a tak se stává v odborné i laické veřejnosti stále populárnější. Spektrum využití KT je široké, používáme ho zejména v léčbě muskuloskeletárních a neuromuskulárních poruch (Kase, 2003; Garcia-Muro, Rodriguez-Fernandez, & Herrero-de-Lucas, 2010).

Heslem každého terapeuta, který pracuje s KT, je „plný rozsah pohybu“. To znamená, že cílem není imobilizace kloubů, ale vždy udržet a zvětšit rozsah pohybu, jak je to jen možné. Proto by se tento koncept neměl srovnávat s klasickým pevným tapem (Kase, 2003; Krestová L., osobní komunikace, 9. - 11. 9. 2011). Imobilizace určité části těla může způsobit řetězení poruch pohybového aparátu, kterým se omezení rozsahu pohybu snaží lidský organismus kompenzovat. Při aplikaci KT míříme k vytvoření tzv. dynamického klidu, kdy omezujeme pohyb v dané části při současném zachování jeho rozsahu pohybu. V podstatě se jedná o změnu timingu zapojení jednotlivých svalů v daném pohybovém stereotypu (Doležalová & Pětivlas, 2011).

### 3.1 Princip kinesio tapingu

KT působí vždy komplexně a na jeho výsledku se stále podílí řada faktorů. Můžeme říci, že KT pracuje na stejných principech jako lidské tělo ve smyslu léčebných procesů. Účinek se zahajuje na neurologickém a cirkulačním systému a nedochází k aktivaci pouze svalů, kloubů, ale zvyšuje se efekt žil a mízních cév. Pokud dojde k postižení jakékoliv součásti pohybového systému, vždy současně s tímto postižením se objeví i snížení metabolismu tkáňových tekutin (Kase, 2003; Krestová, L., osobní komunikace, 9. -11. 9. 2011; Halseth, McChesney, DeBeliso, Vaughn, & Lien, 2004).

Při aplikaci kinesio logických tapů se vždy snažíme o tzv. rebound efekt (zvrásnění pásky na kůži), který získáme maximálním možným natažením svalu při lepení. Tím neustále dochází k pohybu tapu po kůži, jenž tak odlehčuje kůži a podkoží v postižené oblasti (Doležalová & Pětivlas, 2011).

Ačkoliv je mechanismus působení KT do jisté míry stále neznámý, předpokládá se, že účinek spočívá na základě propiocepce a stabilizace segmentu během pohybu (Hsu, Chen, Lin, Wang, & Shih, 2009). KT můžeme dosáhnout těchto efektů: normalizace svalového tonu, zvýšení lymfatického a žilního oběhu, snížení bolesti, stabilizaci segmentu, snížení edému (Garcia-Muro et al., 2010).

#### 3.1.1 Látková výměna

Hlavním účinkem KT je látková výměna, čímž se právě odlišuje od klasických pevných tapů. Tento efekt je dán tím, že KT je elastický (možnost jeho protažení je 130-140%) a kůže pod ním se neustále pohybuje (Aytar, Ozunlu, Surenkok, Baltaci, Oztop, & Karatas, 2011). Po aplikaci páska pevně ale šetrně přilne na kůži a díky dané elasticitě umožňuje ošetřeným svalům aktivně pracovat, tzn. neomezovat v pohybu jako bandáž nebo ortéza, a zároveň je chrání v jeho průběhu (Doležalová & Roupcová, 2010).

Pásy jsou vyrobeny s 10% přednatažením, se kterým je vždy, i když lepíme zcela bez tahu, aplikujeme. Kůže se tak nejen pohybuje, ale také „zvedá“ od podkoží, zvrásní se (dochází k simulaci Kiblerovy řasy) a tím se vytváří volný prostor mezi strukturami. KT facilite kůži drážděním mechanoreceptorů. Mezi fasciemi a měkkými tkáněmi se vytvoří prostor, dojde k redukci tlaku přímo pod tapem, zrychlení a zvýšení lymfatického a žilního oběhu. Uvolněním fascie a zvýšeným odtokem lymfy se sníží bolest (Krestová, L., osobní komunikace, 9. -11. 9. 2011; O'Sullivan & Bird, 2011; Thelen et al., 2008).

Vysvětlení principu ovlivnění látkové výměny nacházíme v samotné funkci extracelulární tekutiny. Její hlavní úlohou je zásoba buněk živinami a transport odpadních látek. Běžně lymfa a krev cirkulují mezi jednotlivými vrstvami tkání, tzn. mezi kůží a podkožím, podkožím a fasciemi, fasciemi a svaly a mezi fasciemi a svaly samotnými v celém organismu a zajišťují tak přirozený pohyb všech těchto vrstev po sobě. Z toho vyplývá, že postižení jakékoliv této struktury vede k omezení tohoto pohybu. Při svalové práci za normálních podmínek by vznikající lymfa a krev měli bez omezení odtékat. Jenže v postižené oblasti dochází k hromadění kyselých odpadních látek, které dráždí okolní vrstvy a vzniká tak zánětlivá reakce, která se svalovou dysbalancí a špatným pohybovým stereotypem ještě více prohlubuje. Studium působení KT se zabývali ve studii K. Kaseho (1997-98), kdy hlavním předmětem zájmu bylo zjistit účinek KT na změnu průtoku krve v periferních arteriích měřeným Dopplerovým přístrojem. Výzkumu se zúčastnilo 9 probandů s chronickými potížemi průtoku krve v arteria radialis, arteria temporalis a arteria fibularis comunis, podle toho, která z těchto tepen měla být ovlivněna. Z výsledků vyplynulo, že největší změna průtoku krve byla patrna u arteria radialis při aplikaci KT m. pectoralis major a to až o 60 %. Tato změna je dána snížením napětí a následně snížením tlaku na arterii, což můžeme sledovat už po 10 minutách od aplikace KT (Doležalová & Pětivlas, 2011; Kase, 1997).

Postižení hlubokých struktur měkkých tkání způsobuje reflexní spazmus okolních tkání, jehož následkem je zúžení interfaciálních prostorů až hrozba adhezí těchto struktur. Drážděním receptorů potom mozek vyhodnotí danou situaci jako bolest, která nás dále omezuje a prohlubuje již vzniklou svalovou dysbalanci (Doležalová & Pětivlas, 2011).

### **3.1.2 Ovlivnění funkce svalů**

Ve fyzioterapii i ve sportu pracujeme zejména s ovlivněním svalového tonu ve smyslu tonizace a detonizace. Hlavní efekt spatřujeme při bolestivosti, tuhosti svalů, růstu objemu a také již zmíněné regulaci tonu a tím následně zlepšení svalové funkce (Krestová, L., osobní komunikace, 9. -11. 9. 2011). Ovlivněním předchozích funkcí docílíme také regulaci svalové únavy a svalových křečí jako prevence sportovních zranění (Fu, Wong, Pei, Wu, Chou, & Lin, 2008). Aplikace KT se volí podle cíle, kterého má být dosaženo. Pro tonizaci oslabeného svalu se tape lepí od začátku svalu ke svému úponu. Při takovém způsobu dochází ke koncentrickému tahu fascií, a tím ke zlepšení svalové kontrakce. Zatímco pro detonizaci svalu se tape aplikuje od úponu svalu k začátku, kdy je naopak excentrický tah fascií. Výsledkem je nižší svalová kontrakce (Hammer, 2007; Kahanov, 2007). Na fascie se pohlíží jako na pasivní struktury, které zajišťují přenos sil mezi strukturami, a které jsou ovlivněny

svalovou činností a vnějšími silami. Není dosud přesně známo, jakým mechanismem KT ovlivňuje fascie (Vithoulka, Beneka, Malliou, Aggelousis, Karatsolis, & Diamantopoulos, 2010). Někteří autoři ovšem mluví o přímém působení KT na hluboké fascie a jeho vlivu na snížení rizika vzniku mikrotraumat. Ale pro toto tvrzení chybí literární zdroje (O'Sullivan & Bird, 2011).

Na zlepšení funkce kloubů a zvýšení pohyblivosti, bez nutnosti imobilizace, se podílí zmírnění tuhosti, edému, normalizace svalového tonu, snížení bolesti, ale zejména stimulace proprioceptorů vlivem taktilního dráždění mechanoreceptorů, kdy se dodává signál pro integraci informací do CNS. Díky konstantní aferentní stimulaci kůže se zvyšuje propriocepce, protože citlivost kůže hraje roli v detekci polohocitu a pohybecitu (Garcia-Muro et al., 2010). Drážděním receptorů kůže vstupujeme do exterocepce. Tape zajišťuje relativně dlouhodobou stimulaci působením mírného tahu a normalizace svalového napětí. Tape protahuje kůži a reflexně ovlivňuje svaly nejen přímo pod ním, ale také v jeho okolí a tato reflexní odezva se projevuje v rámci daného dermatomu (Chang, Chou, Lin, J., Lin, Ch., & Wang, 2010).

Jedním z hlavních důvodů, proč volíme KT jako pomocnou metodu v terapii, je zvýšení stability kloubu. Ve sportu se KT aplikuje pro snížení nebezpečí subluxe či subluxačního postavení kloubu. KT se používá v rané a chronické fázi zranění a jeho cílem je zlepšit trofiku poraněných nebo namáhaných tkání. Kromě regulace svalového napětí, uvolňuje fascie a podílí se na redukci bolesti. Ačkoliv se tato metoda používá řadu let, stále chybí publikace dokládající její pozitivní vliv (Doležalová & Pětivlas, 2011; Zajt-Kwiatkowska, Rajkowska-Labon, Skrobot, Bakula, & Szamotulska, 2007).

### **3.1.3 Ovlivnění nocicepce**

Posledním účinkem, pro který tuto metodu používáme, je snížení nocicepce, zvláště při zvýšení tlaku, tuhosti, otoku, změně tonu a poruchách cirkulace. Snížení bolesti, akutní i chronické se může objevit dříve než redukce otoku. Předpokládá se, že ovlivnění nocicepce se děje drážděním nociceptorů. Protože ovšem působíme přes kůži, aktivují se A-beta vlákna, a na základě spinálního nebo supraspinálního řízení dochází k inhibici eferentních neuronů prostřednictvím vrátkové teorie tlumení bolesti (Kaya, Zinnuroglu, & Tugcu, 2010; Thelen et al., 2008). Při redukci otoku se sníží tlak na chemické receptory a dojde ke změně nocicepce (Hammer, 2007).

Výsledky studie Thelen et al. (2008) ukazují snížení bolesti v daném rozsahu pohybu ramenního kloubu, což lze vysvětlit na základě vrátkové teorie tlumení bolesti.

Neuromuskulární dráhy stimulujeme KT. Zvýšenou aferencí nervových vláken o větším průměru dochází ke snížení vstupu informací z nervových vláken menšího průměru vedoucí nocicepci. Jinou teorií, jež objasňuje zvětšení rozsahu pohybu a redukci bolesti je zvýšení náboru motorických jednotek tapovaného svalu, které opět dosáhneme facilitací kůže a propriocepci. Měření rozsahu pohybu bezprostředně po aplikaci KT ukázalo zvýšení rozsahu pohybu v ramenním kloubu, protože se dospělo ke snížení mechanické iritace měkkých tkání v místě bolesti.

### **3.2 Materiál kinesio tapingu**

Elastické vlastnosti KT jsou dány vlnovitým nanesením lepidla, jež udržuje 10 % přednastavení tahu každé pásky, přičemž protažitelnost tapu je závislá na výrobci, pohybuje se v rozmezí 130-140 %. Každý tape ovšem musí splnit podmínku elasticity pouze v podélném směru. Žádný tape nesmí být elastický do šířky! I po odstranění musí být kvalitní páska stále protažitelná. Elasticita je rozhodující pro umožnění pohybu ošetřované části těla. Tím se právě odlišuje od klasického tapingu. Cílem těchto pásek je imobilizace, jež vede k omezení kloubní hybnosti a zkracování svalů (Kase, 2003; Krestová, L., osobní komunikace, 9. -11. 9. 2011; Osterhues, 2004).

KT se svými vlastnostmi podobá kůži (váhou a tloušťkou), je vyroben bez latexu a použita bavlněná vlákna se aktivují teplem, obvykle zahřátím. Tento materiál současně umožňuje vypařování a snadné sušení. Doba použitelnosti se udává v rozmezí 3-4 dnů v závislosti na kvalitě tapu, Kase uvádí dokonce 7 dnů (Aytar et al., 2011; Thelen et al., 2008).

KT se vyrábí v různých barvách, z nichž každá má dle psychologie jiný efekt na lidský organismus. Podle mnoha autorů je však barva nedůležitá a jedná se spíše o otázku marketingu, ale někteří pacienti mohou být labilnější a barvu použitého tapu vnímat.

V zásadě se barvy rozlišují na studené a teplé a základem jsou barvy růžová, která má stimulační účinek, a modrá, jež má naopak inhibiční a analgetický efekt. Je známo, že každá barva obsahuje jiné množství pigmentu (kovu). To může být jednou z příčin špatné přilnavosti tapu nebo i alergické reakce. V praxi se jako hypoalergenní používá bílý tape nebo tělový, které mají nejmenší množství pigmentu. Dnes se s oblibou používají KIRA-sport tape pro velkou kvalitu, ale také proto, že obsahují turmalín, které dodávají energii a teplo organismu (Krestová, L., osobní komunikace, 9. -11. 9. 2011).

## 4 PŘEHLED LITERATURY ZAMĚŘENÝ NA TÉMA PRÁCE

Tato část diplomové práce uvádí několik studií, které se přibližují řešení problematiky vlivu kinesio tapingu na sílu zevních a vnitřních rotátorů ramene. Přehled těchto prací je nezbytný pro vytvoření optimálních podmínek a opatření pro naše měření.

Cílem studie Stickley et al. (2008) bylo porovnat peak torque u dospívajících hráček volejbalu a srovnat excentrickou a koncentrickou sílu vnitřních a zevních rotátorů ramenního kloubu u hráček s předchozím zraněním ramene a bez zranění. Peak torque je maximální moment svalové síly, jedná se o maximální hodnotu momentu síly, která se udává v jednotkách newtonmetr (Nm). Moment svalové síly vyjadřuje působení síly na bod vzdálený od osy otáčení (Brown, 2000; Spencer, 2011). Této studii se zúčastnilo 38 volejbalistek ve věku 10-15 let ( $13,0 \pm 1,6$  let), které byly rozděleny do skupin dle věku na skupinu do 12- ti let včetně, 13- ti let včetně, 14- ti let včetně, 15- ti let včetně. Dále byly rozděleny do dvou skupin na základě anamnézy na skupinu s předchozím poraněním ramenního kloubu (9 účastníků) a bez zranění (28 účastníků). Všechny účastnice byly vyšetřeny na základě antropometrického hodnocení - váha, výška, kaliperace a délka měřené, dominantní paže, a byla u nich odebrána anamnéza.

Měření probíhalo pomocí přístroje BIODEX System, na kterém byla testovaná osoba v sedu, stabilizována pomocí pásů. HK v pozici 90° flexe lokte, 30° flexe a 30° abdukce GH kloubu. Testování se skládalo ze seznámení se s přístrojem, rozezhřátí a poté následovalo samotné měření, 5 maximálních opakování VR a ZR. První set byl prováděn koncentrickou kontrakcí a druhý set excentrickou kontrakcí rychlostí 60°/s, mezi měřeními byla vždy pauza 5 minut (Stickley et al., 2008).

Cílem této studie bylo zhodnotit poměr excentrické kontrakce VR a koncentrické kontrakce ZR, poměr excentrické kontrakce ZR a koncentrické kontrakce VR. Výsledkem bylo, že skupina s předchozím poraněním ramene měla nižší poměr excentrické kontrakce VR a koncentrické kontrakce ZR než skupina bez předešlého zranění. Stejný výsledek byl i v porovnání druhého poměru, skupina s poraněním ramene měla nižší poměr excentrické kontrakce ZR a koncentrické kontrakce VR než skupina bez zranění (Stickley et al., 2008).

Při porovnání skupiny hráček do 14- ti let a do 15- ti let byl peak torque větší než u hráček do 12- ti let. Tyto nálezy mají důležitý význam, protože oslabení RM je spojeno s větším rizikem vzniku poranění ramenního kloubu. Snížení síly VR excentrickou aktivací během smeče může vést ke zvýšení rozsahu pohybu do ZR, která je spojena se vznikem subakromiálního impingment syndromu m. supraspinatus a instabilitou ramenního kloubu,

kteřé může vést k luxaci ramene. Význam studie spočívá ve skutečnosti, že pro prevenci zranění je důležitá svalová rovnováha mezi zevními a vnitřními rotátory, zejména při excentrické aktivitě (Stickley et al., 2008). Svalová nerovnováha je dysbalance mezi agonisty a antagonisty kolem ramenního kloubu, ale i oslabení svalových skupin, v porovnání na dominantní a nedominantní paži (Wang & Cochrane, 2001).

Studie autorů Wang, Macfarlane a Cochrane (2000) hodnotí izokinetickou charakteristiku pohybu ramene u elitních hráčů volejbalu ve Velké Británii. Volejbal, stejně jako ostatní sporty, například baseball, házení oštěpem a další, vytváří velké excentrické zatížení svalů ramenního kloubu, které může vést k poranění RM, a proto stejně jako předchozí autoři studie (Stickley et al., 2008), zdůrazňují důležitost svalové rovnováhy zevních a vnitřních rotátorů. Studie porovnávala svalovou sílu rotátorů a pohyblivost ramene.

Výzkumu se zúčastnilo 10 hráčů volejbalu, kterým byla na začátku odebrána anamnéza, kineziologický rozbor a standardní goniometrie ZR a VR pomocí goniometru. Měření probíhalo na přístroji Kim-Com AP muscle testing systém při rychlosti 60°/s a 120°/s. Aby se proband nejprve seznámil s měřením a technikou provedl 3 submaximální kontrakce, poté se rozcvičil a rozehrál na ergometru. Při měření ležel proband na zádech, stabilizován pásy, s abdukci ramene 90°, flexi lokte 90° a v nulovém postavení rotace s neutrálním postavením předloktí. Rozsah testovaného pohybu byl od 50° ZR do 50° VR. Nejdříve byla měřena VR koncentrickou kontrakci a excentrickou kontrakci při rychlosti 60°/s a 120°/s, poté následovalo měření ZR ve stejném pořadí. Měření se skládalo z 5 maximálních kontrakcí pro každý pohyb. Mezi jednotlivými změnami rychlostí a kontrakcemi byla pauza 10 s (Wang et al., 2000).

Výsledky studie ukazují statisticky významný rozdíl mezi dominantní a nedominantní paži ve VR a ZR. VR byla na dominantní paži větší než VR na nedominantní paži při koncentrické i excentrické kontrakci při obou rychlostech. Naopak ZR byla slabší při koncentrické aktivitě na dominantní paži než ZR na nedominantní paži při nižší rychlosti. Rozdílné hodnoty mezi HKK jsou dány tréninkem, protože hráči používají přednostně dominantní HK. Tréninkem koncentrické kontrakce se zvyšuje koncentrická a excentrická síla, zatímco při tréninku excentrické kontrakce se koncentrická síla nezvětšuje. Navíc při zatížení excentrickým cvičením může dojít ke svalovému poškození nebo degenerativním změnám. Koncentrickou aktivitou vnitřních rotátorů se zvyšuje tonus svalů RM, což může vést k degeneraci šlach RM a jejímu oslabení, protože dochází k poruše diskontinuity šlach



a k atrofii svalů. To může být důvod proč je VR na dominantní paži silnější a ZR naopak slabší (Wang et al., 2000).

Hodnoty ZR byly signifikantně nižší při koncentrické kontrakci při rychlosti 60°/s a peak torque ZR při excentrické aktivitě byl nižší než u koncentrické kontrakce VR na dominantní paži. Získané hodnoty testovaných pohybů na dominantní straně jsou nižší než na nedominantní paži. Tyto výsledky jsou v souladu s předchozími studiemi Cook, Gray a Savinar-Nogue (1987) (Cook, Gray, & Savinar-Nogue, 1987 in Wang et al., 2000). Pappas, Zwacki a McCarthy (1985) předpokládali, že limitace VR je daná fibrózou kloubního pouzdra. Příčinou tohoto omezení může být „adaptace“ na opakované pohyby při smeči a podání, při kterých mohou vzniknout mikrotraumata vedoucí k fibróze přední strany kloubního pouzdra a zeslabení zadní strany pouzdra jako predispoziční faktor instability a impingment syndromu (Pappas, Zwacki, & McCarthy, 1985 in Wang et al., 2000). Nižší excentrická kontrakce ZR, snížení flexibility a snížení síly zevních rotátorů (m. supraspinatus, m. infraspinatus, m. teres minor) na dominantní paži je jedním z důvodů nepoměru koncentrické síly VR mezi HKK. To znamená, že volejbalisté mají vyšší riziko změny svalového napětí zevních rotátorů, na kterém se může podílet i tréninkové zatížení. Proto by do programu tréninku mělo být zahrnuto cvičení pro udržení správného poměru síly ZR a VR, aktivace RM a stabilizace svalů lopatky jako prevence poškození ramenního kloubu. V této studii byla jako jedna z příčin zranění prokázána svalová nerovnováha a oslabení zevních rotátorů ramene na dominantní paži (Wang et al., 2000).

Wang a Cochrane (2001) se zabývali ve své studii svalovou nerovnováhou, oslabením svalů a postavením lopatky, změnou pohyblivosti a zraněním ramene u elitních hráčů volejbalu. Tito sportovci mají vyšší tendenci k poranění ramenního kloubu z důvodu hyperlaxicity vaziva, změny pohyblivosti a svalové nerovnováhy. Mezi jejich nejčastější postižení patří tendinitis RM, impingment syndrom nebo instabilita GH kloubu. Etiologickými faktory podílející se na postižení ramenního kloubu ve sportu jsou svalová nerovnováha, oslabení svalů a špatné postavení lopatek. Do této studie byli začleněni aktivní hráči volejbalu. Stejně jako u předchozích studií byla účastníkům odebrána anamnéza a vyšetřen ramenní kloub standardní goniometrií VR a ZR. Koncentrické a excentrické parametry byly měřeny na dominantní i nedominantní paži na přístroji KIM-COM AP muscle testing system v rychlosti 60°/s a 180°/s. Na začátku měření se každý proband seznámil s měřením tím, že provedl 3 z 5 submaximálních kontrakcí a rozehl se na ergometru. Měření probíhalo vleže na zádech, se stabilizací trupu, s abdukci paže 90°, flexí lokte 90° a 0°

postavením ramene do rotací. Pohyb do ZR a VR probíhal v rozsahu od 50° ZR do 50° VR. V prvním setu se měřila VR koncentrickou kontrakcí a excentrickou kontrakcí při rychlosti 60°/s a 180°/s a ve stejném sledu ZR na dominantní paži a poté na nedominantní paži. Mezi jednotlivými měřeními měl každý účastník pauzu 10 až 30 sekund (Wang & Cochrane, 2001).

Autoři studie uvádí, že síla excentrické kontrakce ZR byla nižší na dominantní paži než síla koncentrické kontrakce. Proto je třeba, stejně jako uvádí předchozí studie Wang et al. (2000), ke zvýšení síly excentrické kontrakce zevních rotátorů zahrnout do programu tréninku cvičení na jejich posílení. Je-li v programu tréninku zahrnuta koncentrická kontrakce, je patrné výrazné zvýšení síly než při excentrických cvičeních, proto se doporučuje zahrnout do programu tréninku koncentrické cvičení pro posílení slabších zevních rotátorů (Wang & Cochrane, 2001).

Výsledky této studie poukazují na spojitost mezi svalovou nerovnováhou, bolestí a poraněním ramenního kloubu. Snížení síly zevních rotátorů, které často pozorujeme u hráčů volejbalu, může být způsobeno opakovaným excentrickým přetěžováním, které vede k muskulotendinózním mikrotraumatům nebo poškození nervus suprascapularis (Wang & Cochrane, 2001).

Předchozí studie Bak a Magnusson (1997) a Rupp, Berning a Hoof (1995) zabývající se hodnocením a porovnáním dominantní a nedominantní paže plavců bez předešlého zranění ukazují, že při porovnání těchto stran nebyl pozorován žádný rozdíl v pohyblivosti, síle a rozsahu pohybu. Trénink je zaměřen bilaterálně, a proto je síla na obou pažích stejná, dokonce větší než u běžné populace (Bak & Magnusson, 1997 in Wang & Cochrane, 2001; Rupp, Berning, & Hoof, 1995 in Wang & Cochrane, 2001).

Důvodem studie Baltaci a Tunay (2004) bylo zhodnotit peak torque a práci GH kloubu u profesionálních sportovců - baseballistů, volejbalistů, házenkářů, basketbalistů, porovnat rozdíl mezi dominantní a nedominantní paží, zhodnotit rozsah pohybu ZR, VR a horizontální addukce standardní goniometrií na obou HKK. Při těchto sportech se během pohybu HK opakuje abdukce a ZR nad horizontálou, a proto je pro kloubní kongruenci GH kloubu důležitá jeho dynamická stabilizace.

Výzkumu se zúčastnilo 80 probandů (20 basketbalistů, 20 baseballistů, 20 volejbalistů, 20 házenkářů 20 osob v kontrolní skupině), kterým byla odebrána anamnéza, změřena výška a váha, a poté byli vyšetřeni dvěma fyzioterapeuty (kineziologický rozbor, standardní goniometrie zevní a vnitřní rotace a horizontální addukce ramenního kloubu).

Samotné měření probíhalo vleže na zádech pomocí přístroje Cybex 6000 izokinetickým dynamometrem. Každý proband se nejprve musel s přístrojem seznámit, provedl 3 submaximální kontrakce. Měření se skládalo z 5 maximálních kontrakcí obou ramenních kloubů v pohybovém vzorci flexe, abdukce a zevní rotace (F/ABD/ZR) a následně extenze, addukce a vnitřní rotace (vzorec EX/ADD/VR) v rychlosti 60°/s a 180°/s na dominantní a nedominantní paži. Při změně rychlosti byla vždy 1 minuta pauza (Baltaci & Tunay, 2004).

Výsledky standardní goniometrie ukazují signifikantní rozdíl ve smyslu nižší VR na dominantní paži u baseballistů než na dominantní paži ostatních sportovců a kontrolní skupiny. Při porovnání ZR nebyl signifikantní rozdíl v rozsahu mezi dominantní a nedominantní paži mezi skupinami (Baltaci & Tunay, 2004).

Při hodnocení svalové síly bylo patrné, že hodnoty vzorce F/ABD/ZR sportovců a kontrolní skupiny na dominantní a nedominantní paži v rychlosti 60°/s jsou podobné. Zatímco druhý vzorec EX/ADD/VR byl vyšší u hráčů baseballu při rychlosti 180°/s na dominantní a nedominantní paži než u ostatních sportovců a kontrolní skupiny. Výsledky ukazují statisticky významný rozdíl peak torque mezi baseballisty a ostatními sportovci ve vzorci EX/ADD/VR.

Svalová práce vzorce EX/ADD/VR na obou pažích byla větší než u druhého vzorce FLX/ABD/ZR v rychlosti 60°/s i 180°/s u baseballistů. Podobně byl vzorec FLX/ABD/ZR slabší v koncentrické práci na dominantní paži při nižší rychlosti. Tento stejný profil byl nalezen i u předchozích studií Donatelli, Ellenbecker, Ekedahl, Wilkes, Kocker a Adam (2000), Ellenbecker a Mattalino (1997) a Wang et al. (2000) u baseballistů a volejbalistů. Výzkumy Chandler, Kibler, Stracener, Zieler a Pace (1992), Mikesky a Edwards (1995), McMaster, Roberts a Stoddard (1998) neobjevili rozdíl mezi dominantní a nedominantní paží (Donatelli, Ellenbecker, Ekedahl, Wilkes, Kocker, & Adam, 2000 in Baltaci & Tunay, 2004; Ellenbecker & Mattalino, 1997 in Baltaci & Tunay, 2004; Chandler, Kibler, Stracener, Zieler, & Pace, 1992 in Baltaci & Tunay, 2004; Mikesky & Edwards, 1995 in Baltaci & Tunay, 2004; McMaster, Roberts, & Stoddard, 1998 in Baltaci & Tunay, 2004; Wang et al., 2000). Důvodem mohou být různé typy sportů, rychlosti a rozsahy pohybů při testech. Větší rozdíly mezi výsledky byly u baseballistů z důvodu tréninkového programu a jednostranné zátěže při koncentrické VR a excentrické ZR. (Baltaci & Tunay, 2004).

Při porovnání výsledků rozsahu pohybu vyšlo, že při ZR a horizontální ADD nebyly signifikantní rozdíly mezi sportovci a kontrolní skupinou. Stejných výsledků bylo dosaženo i u předchozí studie Baltaci, Johnson a Kohl (2001). Porovnáním s nedominantní paží je

na dominantní paži rozsah pohybu do ZR větší a VR nižší u volejbalistů, baseballistů, basketbalistů a házenkářů. Tyto nálezy jsou v souladu se studií Baltaci, Johnson a Kohl (2000), ve které se testovala přednostně dominantní paže (Baltaci, Johnson, & Kohl, 2000 in Baltaci & Tunay, 2004). Přetěžování a následnému zranění můžeme předcházet tréninkovým programem, udržováním rovnováhy VR a ZR a zvýšením pohyblivosti VR. Studie Bigliani, Codd, Connor, Levine, Littlefield a Hershon (1997) uvádí jako příčinu zvýšené ZR laxicitu vaziva GH kloubu a kostní změny. Při pohybu s vyšší ZR a nižší VR vznikne adaptace na dominantní paži. Tím může dojít k protažení přední strany kloubního pouzdra a zvýšení napětí zadní strany pouzdra, což vede ke snížení rozsahu rotace (Bigliani, Codd, Connor, Levine, Littlefield, & Hershon, 1997 in Baltaci & Tunay, 2004).

Hlavním úkolem studie Golebiewska, Mastalerz a Zielinski (2008) bylo porovnání dominantní a nedominantní paže v rámci izokinetické síly rotátorů ramenního kloubu u nesportovců. Naproti ostatním kloubům je stabilita ramenního kloubu zajištěna rotátory, které zajišťují dynamickou stabilitu kloubu doprovázející volní rotaci a podílejí se i na ostatních pohybech.

Výzkumu se zúčastnilo 26 pravorukých a 4 levorucí účastníci, muži, studenti Univerzity tělovýchovy ve Varšavě (věk  $20,9 \pm 1,2$  roku). Stejně jako v předchozích studiích, byla na začátku všem účastníkům odebrána anamnéza. Při testování byly měřeny obě HK. Testování izokinetické síly předcházelo 10 minutové rozcvičce dominantní HK (v otevřených i uzavřených kinematických řetězcích) o nízké intenzitě (Golebiewska et al., 2008).

Měření probíhalo přístrojem Biodex system 3Pro dynamometr, v sedu nebo stojí se stabilizovaným trupem pásy a testovanou HK s flexí  $90^\circ$  v lokti, abdukci  $45^\circ$  a nebo  $90^\circ$ , v závislosti na vyšetřované fázi, a  $30^\circ$  v rovině lopatky. Celé testování se skládalo ze 4 testů (s dvou minutovou přestávkou mezi jednotlivými měřeními), dva pro nedominantní HK (test v  $45^\circ$  a v  $90^\circ$  abdukci) a dva pro dominantní HK (opět v  $45^\circ$  a  $90^\circ$  abdukci paže). Měření rotací začínalo z pozice  $-30^\circ$  VR v GH kloubu koncentrickou kontrakcí do  $90^\circ$  ZR GH kloubu. Po dvou sekundách účastník musel rotovat paži směrem do  $-30^\circ$  VR. Výchozí postavení pro rotace chybí. Oba tyto pohyby byly měřeny celkem 2x při každé z rychlostí  $60^\circ/s$ ,  $120^\circ/s$  a  $180^\circ/s$ , vždy s 1 minutou pauzy při změně rychlosti (Golebiewska et al., 2008).

Výsledky měření ukazují, že největší peak torque byl dosažen v abdukci  $45^\circ$  v rychlosti  $60^\circ/s$  pro VR i pro ZR. Při zvětšení abdukce a rychlosti pohybu se hodnota peak torque snížila. Výsledky se shodují s předchozími studiemi Codine, Bernard, Pocholle, Benaim a Brun (1997), z níž vyplývají výsledky, že dominantní strana je silnější při abdukci  $45^\circ$  v GH kloubu

v rovině lopatky v rychlosti 60°/s, 180°/s a 300°/s (Codine, Bernard, Pocholle, Benaim a Brun, 1997 in Golebiewska et al., 2008). V tomto výzkumu se ukazují rozdíly v získaných hodnotách mezi sedem a stojem, protože ve stoji byla vyšší hodnota peak torque ZR a v sedu nižší hodnota VR ve všech rychlostech. Pro ostatní hodnocení (rychlost a abdukce GH kloubu) nebyly nalezeny signifikantní rozdíly. Hodnoty peak torque výrazně ovlivnily rychlost pohybu a také rozsah pohybu do abdukce GH kloubu, přičemž rozdíly mezi dominantní a nedominantní paží nebyly patrné (Golebiewska et al., 2008).

Pro porovnání prací a výsledků můžeme použít i studie, které se věnují jiným sportům, ale s podobným zatížením HK. Ve studii Huang, Wei, Jung-Chi, Hsu a Chang (2005) se autoři zabývali hodnocením koncentrické síly VR a ZR a vytrvalostí těchto pohybů u hráčů baseballu v závislosti na věku. Hlavní úlohou výzkumu bylo porovnat sílu a vytrvalost u hráčů (opakováním několika kontrakcí) dle věku a uvážit klinický význam vyššího rizika zranění při těchto sportech. Dle autorů studie je nejvyšší pravděpodobnost úrazu ve věku 9-21 let, kdy se muskuloskeletální systém vyvíjí. Proto bylo jedním ze zájmů tohoto výzkumu hodnocení hráčů dle věku.

Z dříve publikovaných prací Brown, Niehues a Harah (1988), Ellenbecker a Mattalino (1997), Gabriel a Patrick (2002), Noffal (2003), Warner, Micheli, Arslanian, Kennedy, J. a Kennedy, R. (1990), Wilk, Andrew, Arrigo, Keirns a Erber (1993) vyplývá, že jedním z rizikových faktorů poranění ramenního kloubu je svalová dysbalance mezi zevními a vnitřními rotátory ramene, která může vést k přední instabilitě ramene nebo impingment syndromu. Prevencí těchto poškození a zranění je udržení svalové rovnováhy mezi těmito skupinami svalů, zejména u typů sportů, kde dochází k jednostrannému přetěžování HK opakujícími se pohyby paže nad hlavou. Proto by v tréninku měl být brán zřetel na charakteristiku sil rotátorů ramene (Brown, Niehues, & Harah, 1988 in Huang et al., 2005; Ellenbecker & Mattalino, 1997 in Huang et al., 2005; Gabriel & Patrick, 2002 in Huang et al., 2005; Noffal, 2003 in Huang et al., 2005; Warner, Micheli, Arslanian, Kennedy, J., & Kennedy, R., 1990 in Huang et al., 2005; Wilk, Andrew, Arrigo, Keirns, & Erber, 1993 in Huang et al., 2005).

Do studie bylo zahrnuto 80 aktivních baseballistů ve věku 10-23 let, kteří byli rozděleni do čtyř skupin dle věku (19-24, 16-18, 13-15, 9-12 let). Na začátku byli všichni probandi vyšetřeni (váha a výška). Měření probíhalo na izokinetickém dynamometru Kin Com 125 AP, koncentrická síla se vyhodnocovala průměrným peak torque a vytrvalost 30 koncentrickými kontrakcemi do ZR a VR. Výzkum proběhl na dvě etapy, během první byl hodnocen peak

torque maximální ZR a VR. Ve druhé části, která následovala 5 dní po prvním měření, se hodnotila vytrvalost ZR a VR. Při měření peak torque byla HK v rovině lopatky, v 45° abdukci GH kloubu a 90° flexi lokte s předloktím v neutrální pozici. ZR byla měřena od 40° VR do 60° ZR, zatímco VR byla měřena ve stejném rozsahu jen v opačném směru. Vždy stejnou rychlostí 90°/s koncentrickou kontrakcí na dominantní HK. Testování se skládalo z 5 maximálních koncentrických kontrakcí ZR a VR. Ve druhé části, kde bylo úkolem hodnotit vytrvalost pohybu do rotací, byla poloha probanda a rychlost stejná. Měření se lišilo v počtu opakování, 30 krát maximální koncentrickou kontrakcí ZR a VR (Huang et al., 2005).

Výsledkem byla signifikantně vyšší kontrakce do VR než kontrakce do ZR u všech účastníků výzkumu, což je v souladu se studii Donatelli, Ellenbecker, & Ekedahl (2000), Ellenbecker & Mattalino (1997), Sirota, Malanga, & Eischen (1997). Tento rozdíl je dán vlivem vyšší svalové aktivity m. latissimus dorsi a m. pectoralis major jako primárními vnitřními rotátory. Rozsahy ZR a VR se pohybovaly v průměru těchto studií a případný rozdíl mohl být dán jinou pozicí při měření, rychlostí, typem svalové kontrakce a typem přístroje, na kterém měření probíhalo (Donatelli, Ellenbecker, & Ekedahl, 2000 in Huang et al., 2005; Ellenbecker & Mattalino, 1997 in Huang et al., 2005; Sirota, Malanga, & Eischen, 1997 in Huang et al., 2005). Ačkoliv nebyl výsledný rozsah statisticky významný, byla zde tendence ke snížení rozsahu s rostoucím věkem, neboť u prepubertálních a dospívajících hráčů je muskuloskeletální systém ještě nezralý. Vyhodnocení vytrvalosti ukazuje vyšší hodnoty úbytku síly u dospívajících a prepubertálních po 30 maximálních koncentrických kontrakcích ZR. Dostatečná síla ZR hraje důležitou roli ve stabilitě ramenního kloubu, protože zabraňuje distrakci kloubu a útlaku m. supraspinatus, a tím i vznik impingement syndromu. Z tohoto důvodu insuficience zevních rotátorů ramene má vliv na poškození svalů RM a celého ramene (Huang et al., 2005).

Autoři na závěr studie poukazují, že na základě výsledků je patrné, že dospívající hráči a děti mají vyšší tendenci ke zranění ramenního kloubu a svalové únavě než dospělí. Proto by trénink měl být zaměřen na obnovení a udržení rovnováhy mezi zevními a vnitřními rotátory a také zvýšení vytrvalosti zevních rotátorů (Huang et al., 2005).

Studie Ellenbecker & Roeter (2003) se zabývá izokinetickými charakteristikami VR a ZR GH kloubu u elitních tenistů. Na úvod této studie autoři článku uvádí, že opakovanými pohyby, které tito sportovci vykonávají, dochází k rozvoji specifické „svalové adaptace“. Svalová nerovnováha RM a svalů kolem lopatky společně s nedostatečnou vytrvalostí a poruchou biomechaniky vede ke zranění z přetížení GH kloubu. Primárním důvodem této

studie bylo určit profil izokinetické síly koncentrické kontrakce VR a ZR GH kloubu u těchto sportovců.

Výzkumu se celkem účastnilo 147 tenistů, chlapců a dívek, kteří byli rozděleny do dvou skupin dle věku 12-17 let a 18-21 let. První skupina byla zastoupena 50 chlapci a 31 dívkami a druhá skupina 31 chlapci a 35 dívkami. Na začátku studie byla účastníkům odebrána anamnéza - předchozí zranění (které byly vylučujícím faktorem pro začlenění do studie). Testování probíhalo na přístroji Cybex 6000. Před měřením se každý testovaný musel rozehrát na ergometru. Nejdříve testovaný provedl 4 submaximální opakování pohybu pro zahřátí a seznámení se přístrojem, po kterém následovalo 5 maximálních kontrakcí. Při změně rychlosti byla pauza 30 s a po ní se měření opakovalo v další rychlosti ve stejném sledu. Měření probíhalo v poloze na zádech se stabilizací trupu pevnými pásy s HK v 90° abdukci, rozsah rotace byl ZR 0-90° a VR 0-65°, přičemž testování bylo zahájeno s pozicí paže v 90° ZR. V této práci se porovnával peak torque a práce jednoho pohybu ve vztahu k tělesné hmotnosti pro obě skupiny, pro chlapce a dívky, pro dominantní a nedominantní paži. Z výsledků práce vyplývá, že nebyl významný rozdíl mezi skupinami dle věku. Rozdíl, který se zde nacházel, byl mezi dominantní a nedominantní paží a při porovnávání parametrů peak torque. Signifikantně vyšší síla byla při VR na dominantní paži u chlapců i dívek, u obou věkových skupin při rychlosti 210°/s a 300°/s. Při porovnávání ZR nebyl nalezen žádný rozdíl. Výsledky ukazují zvýšení peak torque a velikosti práce v poměru k hmotnosti u skupiny starších hráčů, ale tyto výsledky nebyly statisticky významné (Ellenbecker & Roeter, 2003).

Studie Saccol, da Silva, Gracitelli, de Souza Laurino a dos Santos Andrade (2007) se stejně jako předchozí studie zabývá porovnáním síly koncentrické a excentrické kontrakce VR a ZR u hráčů tenisu. Do studie bylo zahrnuto 40 účastníků, 26 chlapců a 14 dívek ve věku 12-18 let. Měření bylo provedeno na přístroji Cybex 6000. Před měřením se každá testovaná osoba musela rozehrát na ergometru, a poté následovalo rozcvičení se zaměřením na stretching svalů ramene. Testování probíhalo v poloze vleže na zádech se stabilizací trupu pásy, paže byla v 90° abdukci GH kloubu a měření rotace bylo v rozsahu 0-60° ZR a 0-60° VR při rychlostech 60°/s a 180°/s koncentrickou a excentrickou kontrakcí. Každé měření se skládalo z 3 submaximálních kontrakcí pro seznámení se a rozcvičení se, následované 5 maximálními kontrakcemi při rychlosti 60°/s a po pauze 1 minuty ve stejném sledu při rychlosti 180°/s (Saccol et al., 2007).

Ve studii se hodnotil peak torque/hmotnost a peak torque mezi ZR a VR koncentrickou kontrakcí, ale také peak torque excentrické kontrakce ZR a VR. Porovnávali se koncentrická a excentrická kontrakce, dominantní a nedominantní paže, a chlapci a dívky. Excentrická síla VR byla signifikantně větší než koncentrická pro obě ramena v rychlosti 180°/s. To lze vysvětlit produkcí síly nekontraktilních struktur svalově-šlachové jednotky při excentrické činnosti. Během atletické aktivity je pro dynamickou stabilitu a optimální funkci důležitá koncentrická aktivita pro akcelerační fázi HK a excentrická aktivita pro decelerační fázi. To můžeme vysvětlit činností nekontraktilních struktur svalově-šlachové jednotky produkující sílu v excentrických podmínkách. Chlapci vykazovali dominantní efekt pro zevní rotátory u koncentrické i excentrické kontace, zatímco dívky měly dominanci pouze u excentrické při 60°/s. Antagonista může svojí excentrickou aktivitou zpomalit pohyb agonisty. Pro VR to znamená, že zevní rotátory vytváří excentrickou aktivitu (antagonisté) ke snížení koncentrické aktivity vnitřních rotátorů (agonistů). Výsledky na dominantní paži byly nižší než na nedominantní. Bilaterální testování excentrické a koncentrické kontrakce ZR a VR ukázalo významně vyšší VR na dominantní paži. Následná rehabilitace a trénink potom zahrnují excentrickou a koncentrickou aktivitu zevních rotátorů bez účasti vnitřních rotátorů (Saccol et al., 2007).

Ve studii autorů Thelen, Dauber a Stoneman (2008) bylo úkolem zjistit krátkodobý efekt KT na bolestivé rameno. Do studie bylo zahrnuto 42 probandů, kteří museli splňovat několik podmínek: bolest ramene do 150° flexe, pozitivní test na postižení m. supraspinatus, pozitivní test dle Hawkinse na impingment syndrom, subjektivní obtíže v rámci ADL a věk v rozmezí 18-50 let. Vyloučení byli pacienti po frakturách ramenního pletence, luxacích či subluciacích GH kloubu, AC kloubu, se symptomy postižení krční páteře, po prodělaných operacích ramene v průběhu posledních 12 týdnů a bolestivost ramene delší dobu než půl roku. Probandi ve věku 18-24 let (42) byli náhodně rozděleni do dvou skupin, v první se KT aplikoval dle Kaseho (2003) na ovlivnění RM a impingment syndromu. Placebo KT se aplikoval dvěma páskami kolmo na proximální a distální část m. deltoideus bez tahu, což někteří probandi vnímali jako velmi nepříjemné.

Studie se zabývala porovnáním bolesti ramene a disability (SPADI-shoulder pain and disability; dotazník obsahující 13 otázek týkajících se bolesti a disability), nebolestivým rozsahem pohybu (flexe, abdukce a elevace v rovině lopatky), visuální analogovou škálou bolesti. Měření bylo provedeno před nalepením tapu, bezprostředně po aplikaci KT a dále



po 3 a 6 dnech. Kromě SPADI, které se hodnotilo pouze na začátku výzkumu a bezprostředně po aplikaci KT. Po 3 a 6 dnech už SPADI hodnoceno nebylo (Thelen et al., 2008).

Výsledky měření ukazují pozitivní vliv na rozsahu pohybu, který může být omezen bolestí ramenního kloubu. Tyto výsledky jsou v souladu s výzkumem Frazier, Whitman a Smith (2006). Pozitivní výsledky byly pozorovány bezprostředně po aplikaci KT, v porovnání po 3 a 6 dnech už signifikantní rozdíly nebyly (Frazier, Whitman, & Smith, 2006 in Thelen et al., 2008).

V článku autorů Yoshida a Kahanov (2008) se autoři zabývali účinkem KT na rozsah pohybu trupu. Výzkum zahrnoval 30 účastníků (15 žen a 15 mužů). Pomocí metru byl na začátku vyšetřen rozsah pohybu v cm trupu do flexe, extenze a lateroflexe, před aplikací KT, a poté po nalepení KT. KT byl nalepen ve tvaru Y pro podporu sakrospinálních svalů, v jejich protažení od začátku k úponu těchto svalů.

Výsledky ukazují významný rozdíl pro flexi trupu, která se v průměru zlepšila o 17 cm, v extenzi a v lateroflexi významný rozdíl nebyl. Autoři tuto skutečnost vysvětlují dvěma teoriemi. První teorie vychází ze zvýšení krevní cirkulace v tapované oblasti, která ovlivňuje svalovou a myofasciální činnost tím, že se mezi těmito strukturami vytvoří prostor, a extracelulární tekutiny se lépe odvádí. Další teorie říká, že stimulací kožních receptorů jsou aktivovány nervové impulzy, které mohou být mechanicky drážděny (např. tlakem, vibrací,...). Aktivace kožních receptorů adekvátním podnětem spustí aferentní impuls jdoucí do CNS. KT zajistí přiměřeným tlakem a protažením kůže podnět stimulující kožní receptory v tapované oblasti (Yoshida et al., 2007). Tuto teorii podporuje i další studie Halseth et al. (2004) zabývající se vlivem KT na propriocepci na kotníku. V tomto článku se uvádí, že kožní mechanoreceptory hrají důležitou roli při polohocitu a pohybecitu kloubu stejně jako mechanoreceptory v kloubu. Autoři předpokládají, že kožní aferentace napomáhá pohybům v kloubu (Halseth et al., 2004). Závěrem této studie ovšem bylo, že po nalepení KT nedošlo ke změně propriocepce, a proto KT nemá takový vliv na pohyb. Propriocepce byla měřena pomocí plošiny, která zaznamenávala stupně rozsahu pohybu v talokrurálním kloubu. Měření probíhalo tak, že byla noha probanda uvedena do plantární flexe a proband se zavřenýma očima, měl následně provést plantární flexi ve stejném rozsahu pohybu. Výzkumu se zúčastnilo 30 probandů (15 žen a 15 mužů), kteří byli na úvod vyšetřeni (pokud pacienti udávali ve své anamnéze předchozí poranění kotníku, byli ze studie vyloučeni). Poté následovalo vyšetření kotníku zahrnující určení stupně bolesti, testy na stabilitu

ligament, vyšetření periferní cirkulace, čítí, aktivního a pasivního rozsahu pohybu a odporované pohyby.

Ačkoliv stále není mnoho studií a dostupných literárních zdrojů, máme k dispozici výzkumy Halseth et al. (2004), Maruko (1999), Murray a Husk (2001), Vorhies (1999), Wallis (1999), Kase et al. (2003), které ukazují vliv KT na akutní poranění, zánět, zlepšení propriocepce, snížení bolesti, zlepšení neurologických funkcí po zranění a snížení svalové dysbalance (Halseth et al. 2004 in Yoshida et al., 2007; Maruko, 1999 in Yoshida et al., 2007; Murray & Husk, 2001 in Yoshida et al., 2007; Vorhies 1999 in Yoshida et al., 2007; Wallis, 1999 in Yoshida et al., 2007; Kase et al., 2003 in Yoshida et al., 2007). Při aplikaci KT dochází ke zvýšení somatosenzorické stimulace, a tím ke zvýšení proprioceptivního vstupu, které následně zlepší posturální kontrolu, a tak dřívější návrat k pohybové aktivitě po úrazu (Halseth et al., 2004).

## **5 CÍLE PRÁCE A VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

### **5.1 Cíle práce**

Cílem diplomové práce je objektivizovat vliv kinesio tapingu na sílu zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu. Dalším cílem je zhodnotit změnu v rozsahu pohybu zevní a vnitřní rotace vlivem aplikace kinesio tapingu. Cílem naší diplomové práce je porovnat získané výsledky s výsledky dosud publikovaných studií.

### **5.2 Výzkumné otázky**

Na základě stanoveného cíle jsme formulovali následující výzkumné otázky:

- 1) Jak se změní síla vnitřních rotátorů ramenního kloubu ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině po aplikaci KT na oblast ramenního pletence?
- 2) Jak se změní síla zevních rotátorů ramenního kloubu ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině po aplikaci KT na oblast ramenního pletence?
- 3) Jak se změní rozsah pohybu vnitřní rotace ramenního kloubu ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině po aplikaci KT na oblast ramenního pletence?
- 4) Jak se změní rozsah pohybu zevní rotace ramenního kloubu ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině po aplikaci KT na oblast ramenního pletence?
- 5) Jak se změní síla vnitřních rotátorů ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou po aplikaci KT na oblast ramenního pletence?
- 6) Jak se změní síla zevních rotátorů ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou po aplikaci KT na oblast ramenního pletence?
- 7) Jak se změní rozsah pohybu vnitřní rotace ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou po aplikaci KT na oblast ramenního pletence?
- 8) Jak se změní rozsah pohybu zevní rotace ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou po aplikaci KT na oblast ramenního pletence?

## **6 METODIKA**

### **6.1 Charakteristika výzkumného souboru**

Výzkumný soubor tvořilo 30 probandů ženského pohlaví v rozmezí věku 14-28 let (průměrný věk  $19,7 \pm 4,6$ ), který byl rozdělen na dvě skupiny. Skupinu aktivních hráček volejbalu tvořilo 14 probandek (skupina 10 kadetek a skupina 4 žen), průměrný věk  $16,2 \pm 1,9$ ). Kontrolní skupina obsahovala 14 studentek (průměrný věk  $24,9 \pm 1,8$ ) fyzioterapie Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Všechny testované osoby byly zdravé, bez předchozího poranění HK, bez operací na HK a bez bolestí. Před zahájením měření byly všechny účastnice seznámeny s průběhem měření a podepsaly informovaný souhlas se zařazením do studie (Příloha 1).

Vylučujícími faktory byly prodělané operace a úrazy na HK v posledních dvou letech, přítomnost bolesti ramenního kloubu v posledních 6 měsících nebo bolesti při měření. Na základě těchto faktorů byly vyloučeny dvě probandky. Jedna ze skupiny volejbalistek po prodělané artroskopii ramenního kloubu 5 měsíců před měřením a jedna z kontrolní skupiny, která byla po stabilizaci ramenního kloubu 11 měsíců.

### **6.2 Postup měření**

Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 2). Měření probíhalo ve dvou etapách. V prvním termínu 7. 11. 2011 – 21. 11. 2011 se měřila skupina volejbalistek a ve druhém termínu 16. 1. 2012 - 6. 2. 2012 byla měřena kontrolní skupina. Výzkum se uskutečnil v laboratoři Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Každá testovaná osoba podstoupila dvě měření se sedmidenním rozestupem. Při prvním měření byla probandka vyšetřena, byla odebrána anamnéza, provedena standardní goniometrie, rozcvičení a rozehtání a izokinetické testování před aplikací kinesio tapingu. Poté byl aplikován kinesio taping do oblasti ramenního pletence dominantní HK a bezprostředně potom se provedla goniometrie a izokinetické testování pouze dominantní paže. Dominantaci horní končetiny jsme stanovili pomocí hodů míčkem.

Testování se opakovalo po sedmi dnech, a proto bylo nutné kinesio taping přelepit. Hlavním důvodem bylo, že kinesio taping ztrácí po 3-5 dnech elasticitu a dochází tak ke snížení jeho účinku. Sedmidenní rozestup jsme zvolili pro zajištění dlouhodobého účinku kinesio tapingu, a z organizačních důvodů (tréninkové zatížení volejbalistek).

V tomto časovém rozestupu mezi měřeními měly volejbalistky i kontrolní skupina běžný režim bez doplňujícího cvičení. Volejbalistky měly v průběhu pracovního týdne každý den trénink (hra s balónem, rozcvičení), o víkendu jeden den zápas a jeden den klid. Probandky kontrolní skupiny neprováděly sportovní aktivity, kde by zatěžovaly horní končetiny.

Po sedmi dnech od prvního měření se testování opakovalo. Na začátku se probandka rozehrála a rozcvičila, poté byla změřena goniometrie a izokinetické testování s kinesio tapingem na dominantní paži. Kinesio taping se následně odstranil a goniometrie a izokinetické testování se opakovalo, cca po 10-15 min od odstranění.

### **6.3 Kinesio taping**

Po prvním izokinetickém testování jsme do oblasti ramenního pletence aplikovali kinesio taping. Všem testovaným probandkám byl aplikován stejný KT, KIRA sports tape. Nejprve jsme detonizačně tapovali vnitřní rotátory a následně tonizačně zevní rotátory. Tento kinesio tapingu jsme zvolili z výsledků publikovaných studií (Huang et al., 2005; Donatelli et al., 2000; Ellenbecker & Mattalino, 1997; Stickley et al., 2008), kde byla zjištěna svalová dysbalance mezi slabšími zevními rotátory a silnějšími vnitřními rotátory. Proto jsme zevní rotátory tapovali tonizačně a vnitřní rotátory detonizačně. Studie zabývající se vlivem kinesio tapingu na změnu síly zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu nebyla dosud publikována.

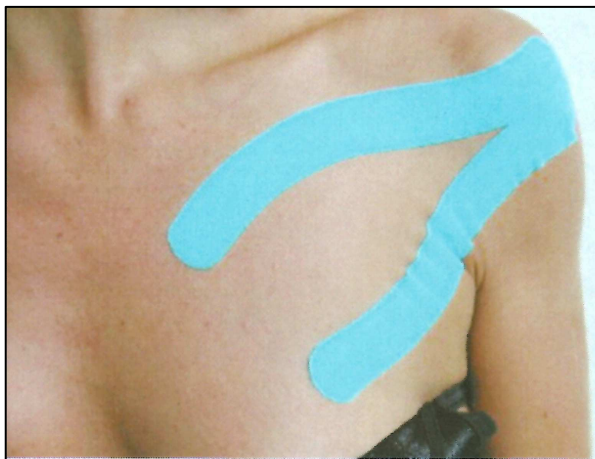
Tapovanými svaly byly m. pectoralis major jako vnitřní rotátor, který jsme tapovali detonizačně. Tape o šířce 5 cm jsme aplikovali ve tvaru „Y“ oblepením svalu. Společný základ tapu je za hlavicí humeru, od tohoto místa jsme vedli horní část tapu podél klíční kosti ke sternu a spodní část laterálně podél hrudníku. Pro dosažení detonizace jsme tape lepili bez tahu (Obrázek 2).

Pozice HK byla v protažení m. pectoralis major. Osoba ležela vleže na zádech na okraji lehátka se spuštěnou HK s paží v abdukci a ZR. Při aplikaci horní části tapu byla paže pod 90° abdukce a při aplikaci spodní části tapu byla paže nad 90° v abdukci.

V literatuře se uvádí jako primární zevní rotátor m. infraspinatus, proto jsme ho zvolili jako druhý tapovaný sval, ale tonizačně. Tapem o šířce 5 cm jsme ve tvaru „Y“ m. infraspinatus oblepili. Jednu bázi jsme nalepili za mediální hranu lopatky pod hřeben lopatky a druhou bázi pod dolní úhel lopatky. Pro tonizaci jsme tape aplikovali s tahem směrem ventro-laterálně k hlavicí pažní kosti (Obrázek 3).

Pozice HK byla v protažení m. infraspinatus. Osoba byla v sedu s HK ve flexi, addukci a vnitřní rotaci paže.

Po 5 dnech od prvního měření bylo třeba provést přetapování obou svalů, stejným způsobem a ve stejné pozici, aby nedošlo ke ztrátě elasticity kinesio tapingu a snížení jeho účinku.



Obrázek 2. Detonizační KT m. pectoralis major (Gericke, Metzger, & Krestová)



Obrázek 3. Tonizační KT m. infraspinatus (Gericke, Metzger & Krestová)

#### 6.4 Postup měření

Na začátku studie byla nejprve u všech účastnic odebrána anamnéza se zaměřením se na přítomnost bolesti, předchozí poranění nebo prodělané operace. Žádná z probandek neuváděla přítomnost bolesti v posledních 6 měsících nebo v průběhu výzkumu. Dvě účastnice byly po prodělané operaci ramenního kloubu, a proto byly ze studie vyloučeny.

Vyšetření se skládalo z kineziologického rozboru stoje. Přednostně bylo sledováno postavení a konfigurace ramenního pletence a celé HK a postavení lopatek.

Vyšetření ramenního pletence obsahovalo vyšetření stereotypu flexe a abdukce, painfull arc, testy na přítomnost poškození rotátorové manžety - odporované testy, vyšetření rozsahu pohybu ramenního kloubu standardní goniometrií.

Všechny testy a vyšetření byly negativní a nebyly přítomny výrazné patologie.

Vyšetření rozsahu pohybu ramenního kloubu jsme měřili dvouramenným goniometrem v poloze vleže na zádech pro všechny vyšetřované pohyby, kromě extenze, kterou jsme měřili v poloze vleže na břiše. Zevní a vnitřní rotaci jsme měřili s abdukcí 90° v ramenním kloubu a 90° flexí v loketním kloubu v poloze vleže na zádech. Intervaly na stupňové škále kolísají od 1° do 10°, většinou však 1 dílek značí 2 stupně. Rozsah pohybu se určuje s přesností  $\pm 5^\circ$  dle metody SFTR (Janda & Pavlů, 1993).

Vyšetřením stereotypu abdukce hodnotíme skapulohumerální rytmus, tedy koordinaci funkčního celku ramenního pletence a poměrné zastoupení pohybů ve skapulohumerálním a skapulotorakálním kloubu. Vyšetření stereotypu flexe je citlivou zkouškou na diagnostiku dysfunkce svalových smyček, ve kterých se zapojuje m. serratus anterior. Při obou vyšetřeních testujeme obě končetiny současně, sledujeme plynulost pohybu HK a lopatky, hodnotíme kokontrakční aktivitu v jednotlivých svalových smyčkách, stupeň rotace lopatek, velikost elevace a protrakce ramene (Smékal, 1999).

Bolest při odporovaných testech ukazuje na postižení šlach nebo svalů, které se na daném pohybu podílí. Základem vyšetření RM odporovými testy je vyšetření malou izometrickou kontrakcí proti malému odporu v abdukci, ZR, VR anebo flexi. Vyšetření probíhá vsedě, sledujeme postavení lopatek a posuzujeme bolestivost při pohybu, eventuálně svalovou sílu (Kolář, 2009).

„Painfull arc“ neboli Cyriaxův bolestivý oblouk vyšetřujeme vsedě nebo ve stoji, vyšetřovaná osoba provádí aktivní abdukci ramene. Při postižení ramenního pletence se objevuje bolest. V závislosti na rozsahu, ve kterém pacient udává bolest, můžeme určit strukturu, kde se postižení nachází. Do 30° abdukce je to porucha m. supraspinatus, 30 - 60° je postižení subakromiální burzy, bolest v 60 - 120° svědčí pro postižení RM a ve 180° o postižení AC. Často sledujeme v průběhu abdukce bolestivou zarážku, kterou pacient překoná a pohyb dokončí bez bolesti. Tento příznak je přítomný při postižení subakromiální burzy, kdy dojde k proklouznutí hlavice humeru s RM pod ligamentum coracoacriomale. Při této poruše je nejprve překážka překonatelná a později absolutní (Lewit, 2003; Magee, 2008).

Následně před samotným testováním byla u všech probandek určena výška a váha.

Následovalo rozcvičení probandů. Ihned po rozcvičení proběhlo vlastní izokinetické testování. Jako první byla testována pravá HK. Po testování pravé HK se dynamometr poloautomaticky přesunul a přenastavil na levou HK.

#### **6.4.1 Rozcvičení**

Rozcvičení se skládalo ze dvou částí. Jako první proběhlo rozezhřátí na bicyklovém ergometru po dobu 6 min a poté následovalo rozcvičení ramenního pletence 5 min, které obsahovalo cvičení v uzavřeném a otevřeném kinematickém řetězci a konečné protažení svalů. Cílem rozcvičení bylo připravit testované svalové partie na maximální silový výkon.

Jako pomůcky při rozcvičení ramenního pletence jsme používali overball a theraband. Cviky byly zaměřené na aktivaci svalů ramene a lopatky s diagonálním průběhem. Po rozcvičení svalů ramene následovalo protažení m. triceps brachii, m. supraspinatus, m. levator scapulae a horních vláken m. trapezius.

#### **6.4.2 Použité metody**

Unilaterální koncentrická síla zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu byla měřena použitím izokinetického dynamometru IsoMed 2000 (D. & R. Ferstl GmbH, Hemau, Germany). V systému IsoMed 2000 byla nejprve vytvořena karta s iniciály každé probandky. Probandky byly testovány vsedě v neutrální pozici kloubu. Opěrka sedadla byla sklopena o 10°, úhel mezi trupem a paží byl 75° abdukce v ramenním kloubu a úhel v loketním kloubu byl 90°. Probandky byly zafixovány dvěma pásy křížem přes hrudník a jedním pásem v oblasti pánve. Osa otáčení dynamometru byla shodná s osou otáčení ramenního kloubu. Rameno páky dynamometru bylo zafixováno v oblasti předloktí, loket byl zasazen do opěrky a ruka se držela madla na konci ramene dynamometru (Obrázek 4). Nastavení sedadla bylo uloženo do paměti dynamometru a při měření druhostranné HK bylo automaticky nastaveno pomocí funkce „memotronic“. Rozsah pohybu byl 110°, přičemž výchozí poloha byla -20° ZR a konečná 90° VR. Tento rozsah byl stanoven dle manuálu pro zajištění bezpečnosti. Rozsah byl nastaven aretacemi dle návodu. Pro měření byla použita úhlová rychlost 60 °/s (Brown, 2000; Dvir, 2004). V průběhu měření byla aktivována gravitační korekce.

Testovací protokol se skládal ze dvou sérií. V první rozcvičovací sérii bylo pět recipročních kontrakcí (po koncentrické kontrakci do VR následovala koncentrická kontrakce do ZR). Účelem rozcvičovací série byla familiarizace, probandka byla vedena k postupnému zvyšování intenzity. Po 30-ti sekundové pauze následovala vlastní testovací série šesti kontrakcí provedených s maximálním úsilím. Následně byl probandkám aplikován kinesio



taping. S aplikovaným kinesio tapingem absolvovaly probandky dvě testovací série s časovým rozestupem 1 minuty. Mezi měření levé a pravé HK byl časový interval 3 minuty. V průběhu měření byla poskytována probandkám zpětná vazba v podobě křivky momentu svalové síly na monitoru dynamometru. Z naměřených hodnot byl pro vyhodnocení použit maximální moment svalové síly (dále peak torque) a celková práce (dále total work).

Moment svalové síly vyjadřuje působení síly na bod vzdálený od osy otáčení. Maximální moment svalové síly je maximální hodnota momentu síly a udává se v jednotkách newtonmetr (Nm). Celková práce je validní parametr, který charakterizuje svalovou funkci a uvádí se v jednotkách jouly (J). Celkovou práci můžeme vyjádřit jako plochu pod křivkou točivého momentu x úhlovému momentu (Brown, 2000; Spencer, 2011; Baltzopoulos & Brodie, 1989).

Izokinetika je pojem vztahující se k pohybu, který znamená pohyb konstantní rychlostí. Sval nebo svalová skupina působí proti kontrolovanému, přizpůsobujícímu se odporu, který zajišťuje, že segment těla se pohybuje v rámci předem definovaného pohybu konstantní rychlostí. Izokinetická dynamometrie se týká vytvoření proměnlivého odporu a používá se k měření velikosti volní svalové kontrakce. Roli zde hrají fyziologické, mechanické a psychologické faktory. Izokinetickou dynamometrii využíváme k diagnostice a tréninku izokinetické síly při širokém spektru cviků. Umožňuje dosažení maximální síly v plném rozsahu pohybu a může probíhat i v izometrickém režimu (na základě výsledné křivky síla-čas můžeme usuzovat na úroveň rychlé síly, včetně charakteristik startování a explozivní síly a určit velikost rychlostně-silového indexu) (Unknown, 2009-2012).



Obrázek 4. Poloha probandky při měření.

## 6.5 Statistické zpracování dat

Ke statistickým výpočtům byl použit software STATISTICA.cz 10. Byly vypočítány základní statistické veličiny pro každou proměnnou (medián, průměr, směrodatná odchylka). Při zjišťování rozdílů mezi veličinami v daných skupinách a mezi skupinami jsme využili analýzu rozptylu ANOVA při opakovaných měření, z post- hoc testů byl vybrán Bonferroniho test, který se považuje za modifikaci Man-Whitney(va) testu.

Statistická významnost byla určena na 5% hladině ( $p < 0,05$ ).

## 7 VÝSLEDKY

### 7.1 Základní statistika

#### 7.1.1 Popisné statistiky goniometrie ZR a VR

Uvedené popisné statistiky goniometrie zevní a vnitřní rotace vymezují průměry, mediány, směrodatné odchylky a počty probandů s ohledem na rozdělení do dvou skupin a s ohledem na opakování měření goniometrie zevní a vnitřní rotace čtyř měření ve dvou etapách (Tabulka 2).

Tabulka 2. Popisné statistiky pro goniometrii ZR a VR pro obě skupiny při opakování 4 měření

Parametry/°	M		Mdn		SD		N	
	1	0	1	0	1	0	1	0
<b>G IR1</b>	56,07	62,14	60	60	9,10	4,1	14	14
<b>G IR2</b>	67,50	68,57	65	70	8,81	5,8	14	14
<b>G IR3</b>	74,60	71,43	70	70	6,90	8,2	14	14
<b>G IR4</b>	69,29	70,00	70	70	7,76	7,6	14	14
<b>G ER1</b>	87,86	88,93	90	80	6,74	7,6	14	14
<b>G ER2</b>	91,54	92,14	90	90	5,15	4,9	14	14
<b>G ER3</b>	101,43	100,00	100	103	6,46	7,45	14	14
<b>G ER4</b>	97,69	95,00	95	95	8,61	7,34	14	14

Vysvětlivky: G IR1 – goniometrie vnitřní rotace bez kinesio tapingu, G IR2 – goniometrie vnitřní rotace po aplikaci kinesio tapingu, G IR3 – goniometrie vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu, G IR4 – goniometrie vnitřní rotace po odstranění kinesio tapingu, G ER1 – goniometrie zevní rotace bez kinesio tapingu, G ER2 – goniometrie zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu, GER3 – goniometrie zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu, G ER4 - goniometrie zevní rotace po odstranění kinesio tapingu, N – počet probandů, 1 – skupina volejbalistek, 0 – kontrolní skupina, M – průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka

#### 7.1.2 Popisné statistiky pro peak torque ZR a VR

Popisné statistiky pro peak torque zevní a vnitřní rotace ukazují průměry, mediány a směrodatné odchylky a počty probandů s ohledem na rozdělení do dvou skupin a s ohledem na opakování měření peak torque zevní a vnitřní rotace čtyř měření ve dvou etapách (Tabulka 3).

Tabulka 3. Popisná statistika pro peak torque ZR a VR pro obě skupiny při opakování měření

Parametry/Nm	M		Mdn		SD		N	
	1	0	1	0	1	0	1	0
<b>PT IR1P</b>	37,60	34,14	36	60	7,04	13,01	14	14
<b>PT IR2P</b>	37,60	60,00	36	65	6,93	13,86	14	14
<b>PT IR3P</b>	41,70	63,75	40	67,5	7,45	15,06	14	14
<b>PT IR4P</b>	43,93	60,25	42	65	7,93	14,05	14	14
<b>PT IR1L</b>	38,50	73,75	36	85	8,00	24,81	14	14
<b>PT IR2L</b>	41,60	76,25	41,5	87,5	8,94	22,89	14	14
<b>PT ER1P</b>	30,64	76,67	29,5	90	6,88	24,32	14	14
<b>PT ER2P</b>	30,71	73,50	31,5	87,5	7,59	30,65	14	14
<b>PT ER3P</b>	29,50	29,00	27	29	7,52	3,81	14	14
<b>PT ER4P</b>	31,43	28,75	29,5	30,5	7,22	4,60	14	14
<b>PT ER1L</b>	30,21	28,00	29,5	27,5	7,92	10,02	14	14
<b>PT ER2L</b>	31,00	29,25	29	26,5	8,71	10,76	14	14

Vysvětlivky: PT IR1P – peak torque vnitřní rotace bez kinesio tapingu na dominantní horní končetině, PT IR2P – peak torque vnitřní rotace po aplikaci kinesio tapingu na dominantní horní končetině, PT IR3P – peak torque vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu na dominantní horní končetině, PT IR4P – peak torque vnitřní rotace po odstranění kinesio tapingu na dominantní horní končetině, PT IR1L – peak torque vnitřní rotace nedominantní horní končetině na začátku měření, IR2L – peak torque vnitřní rotace na nedominantní horní končetině na konci měření, PT ER1P – peak torque zevní rotace bez kinesio tapingu na dominantní horní končetině, PT ER2P – peak torque zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu na dominantní horní končetině, PT ER3P – peak torque zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu na dominantní horní končetině, PT ER4P - peak torque zevní rotace po odstranění kinesio tapingu na dominantní horní končetině, PT ER1L – peak torque zevní rotace nedominantní horní končetině na začátku měření, PT ER2L- peak torque zevní rotace na nedominantní horní končetině na konci měření, N – počet probandů, 1 – skupina volejbalistek, 0 – kontrolní skupina, M – průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka

### 7.1.3 Popisné statistiky pro total work pro ZR a VR

Popisné statistiky pro total work zevní a vnitřní rotace ukazují průměry, mediány a směrodatné odchylky a počty probandů s ohledem na rozdělení do dvou skupin a také opakování měření total work zevní a vnitřní rotace ve 4 měřeních.

Tabulka 4. ukazuje popisné statistiky pro total work ZR a VR.

Tabulka 4. Popisná statistika pro total work ZR a VR pro obě skupiny při opakování měření

Parametry/J	M		Mdn		SD		N	
	1	0	1	0	1	0	1	0
<b>W IR1P</b>	50,90	34,82	51,1	34	8,75	16,82	14	14
<b>W IR2P</b>	50,90	34,91	48	30	9,72	19,40	14	14
<b>W IR3P</b>	57,10	38,09	57	34	10,20	19,16	14	14
<b>W IR4P</b>	60,00	34,82	58,5	30	11,30	21,29	14	14
<b>W IR1L</b>	51,50	41,00	49,5	36	11,80	22,78	14	14
<b>W IR2L</b>	56,20	41,55	54,5	31	12,60	25,83	14	14
<b>W ER1P</b>	35,29	43,64	34	34	6,78	28,81	14	14
<b>W ER2P</b>	34,50	95,00	31	90	8,49	7,64	14	14
<b>W ER3P</b>	32,21	35,29	30	34	9,35	7,91	14	14
<b>W ER4P</b>	35,00	33,71	33,5	31	8,67	6,63	14	14
<b>W ER1L</b>	36,21	34,86	32,5	37	11,14	9,12	14	14
<b>W ER2L</b>	36,50	34,21	35	33,5	9,32	10,02	14	14

Vysvětlivky: W IR1P – total work vnitřní rotace bez kinesio tapingu na dominantní horní končetině, W IR2P – total work vnitřní rotace po aplikaci kinesio tapingu na dominantní horní končetině, W IR3P – total work vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu na dominantní horní končetině, W IR4P – total work vnitřní rotace po odstranění kinesio tapingu dominantní horní končetiny, W IR1L – total work vnitřní rotace na nedominantní horní končetině na začátku měření, W IR2L – total work vnitřní rotace na nedominantní horní končetině na konci měření, W ER1P – total work zevní rotace bez kinesio tapingu na dominantní horní končetině, W ER2P – total work zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu na dominantní horní končetině, W ER3P – total work zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu na dominantní horní končetině, W ER4P – total work zevní rotace po odstranění kinesio tapingu dominantní horní končetiny, W ER1L – total work zevní rotace na nedominantní horní končetině na začátku měření, W ER2L- total work zevní rotace na nedominantní horní končetině na konci měření, N – počet probandů, 1 – skupina volejbalistek, 0 – kontrolní skupina, M – průměr, Mdn – medián, SD – směrodatná odchylka

## 7.2 Odpovědi na výzkumné otázky

### 7.2.1 Výzkumná otázka číslo 1

*Jak se změní síla vnitřních rotátorů ramenního kloubu ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině při aplikaci KT na oblast ramenního pletence?*

#### 7.2.1.1 Hodnocení peak torque vnitřní rotace ramenního kloubu

Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních byl zjištěn vliv KT na velikost peak torque vnitřních rotátorů ramenního kloubu dominantní horní končetiny ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině. Rozdíly dané aplikací KT jsou statisticky významné na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Byly sledovány všechny 4 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

Tabulka 5. Hodnoty statistické významnosti peak torque vnitřní rotace ramenního kloubu při aplikaci KT

čísla buňky	SK	pokusy	1	2	3	4	5	6	7	8
1	KS	IR1P		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,338	<b>0,041</b>
2	KS	IR2P	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000	0,661	0,090
3	KS	IR3P	1,000	1,000		1,000	1,000	1,000	0,623	0,084
4	KS	IR4P	1,000	1,000	1,000		1,000	1,000	0,661	0,090
5	VS	IR1P	1,000	1,000	1,000	1,000		1,000	0,717	<b>0,021</b>
6	VS	IR2P	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000		0,649	<b>0,018</b>
7	VS	IR3P	0,338	0,661	0,623	0,661	0,717	0,649		1,000
8	VS	IR4P	<b>0,041</b>	0,090	0,084	0,090	<b>0,021</b>	<b>0,018</b>	1,000	

Vysvětlivky: SK – skupiny, KS – kontrolní skupina, VS – skupina volejbalistek, IR1P- vnitřní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR2P – vnitřní rotace po aplikaci kinesio tapingu na dominantní horní končetině, IR3P – vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu na dominantní horní končetině, IR4P – vnitřní rotace po odstranění kinesio tapingu na dominantní horní končetině

Statisticky významné rozdíly se ukázaly ve skupině volejbalistek mezi hodnotami peak torque vnitřní rotace bez KT a vnitřní rotace po odstranění KT a mezi hodnotami peak torque vnitřní rotace po aplikaci KT a vnitřní rotaci po odstranění KT. V kontrolní skupině jsou rozdíly mezi výsledky peak torque vnitřní rotace statisticky nevýznamné (Tabulka 5).

#### 7.2.1.2 Hodnocení total work vnitřní rotace ramenního kloubu

Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních byl zjištěn vliv KT na vnitřní rotátory ramenního pletence dominantní horní končetiny v závislosti na velikosti total work vnitřní rotace v obou skupinách. Rozdíly hodnot total work vnitřní rotace dané

aplikací KT jsou statisticky významné na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Byly sledovány všechny 4 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

Tabulka 6. Hodnoty statistické významnosti total work VR ramenního kloubu při aplikaci KT

čísla buňky	SK	R1	1	2	3	4	5	6	7	8
1	KS	IR1P		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,069	<b>0,007</b>
2	KS	IR2P	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000	0,281	<b>0,034</b>
3	KS	IR3P	1,000	1,000		1,000	1,000	1,000	0,281	<b>0,034</b>
4	KS	IR4P	1,000	1,000	1,000		1,000	1,000	0,122	<b>0,013</b>
5	VS	IR1P	1,000	1,000	1,000	1,000		1,000	0,524	<b>0,019</b>
6	VS	IR2P	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000		0,488	<b>0,017</b>
7	VS	IR3P	0,069	0,281	0,281	0,122	0,524	0,488		1,000
8	VS	IR4P	<b>0,007</b>	<b>0,034</b>	<b>0,034</b>	<b>0,013</b>	<b>0,019</b>	<b>0,017</b>	1,000	

Vysvětlivky: SK – skupiny, KS – kontrolní skupina, VS – skupina volejbalistek, IR1P- vnitřní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR2P – vnitřní rotace po aplikaci kinesio tapingu na dominantní horní končetině, IR3P – vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu na dominantní horní končetině, IR4P – vnitřní rotace po odstranění kinesio tapingu na dominantní horní končetině

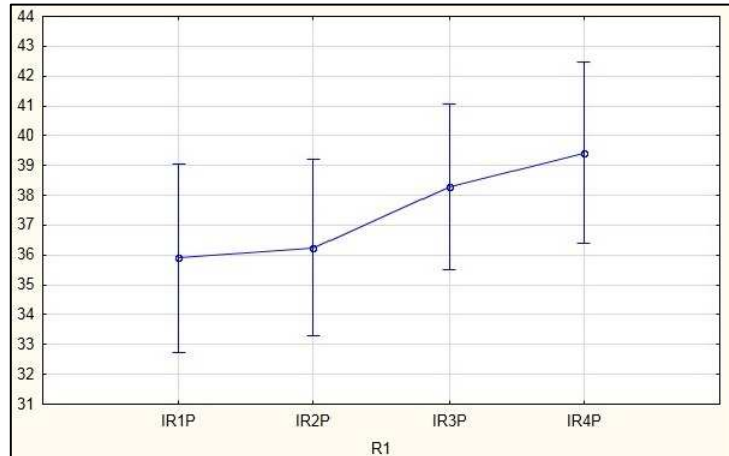
Jako statisticky významné se ukazují rozdíly výsledků total work vnitřní rotace bez KT a vnitřní rotace po odstranění KT a rozdíly výsledků total work vnitřní rotace po aplikaci KT a vnitřní rotace po odstranění KT, pouze ve skupině volejbalistek. Tyto výsledky se shodují s rozdíly výsledků při hodnocení peak torque vnitřní rotace. Použitím ANOVA post-hoc LSD testu jsme dostali obdobné výsledky: statisticky významný rozdíl ve skupině volejbalistek mezi IR1P a IR4P (0,000), IR2P a IR4P (0,001), ale navíc i rozdíl mezi IR1P a IR3P (0,002), IR2P a IR3P (0,010). Při hodnocení významnosti rozdílu v kontrolní skupině mezi hodnotami total work vnitřní rotace ramenního kloubu jsme nenalezli žádné statisticky významné rozdíly (Tabulka 6).

***Grafické znázornění výsledků měření peak torque vnitřní rotace a total work vnitřní rotace v průběhu 4 měření ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině***

Následující grafy zobrazují rozptyl naměřených hodnot (MIN-MAX) a zejména pak střední hodnoty ve všech čtyřech měřeních VR (IR1P- IR4P), zvláště pro každý parametr měření (peak torque a total work) pro obě skupiny dohromady. Tyto grafy doplňují výzkumnou otázku 1. Při analýze opakovaných měření rozptylu s velikostí efektů a síly vyplývá statisticky významný rozdíl total work vnitřních rotátorů ramenního kloubu při opakování

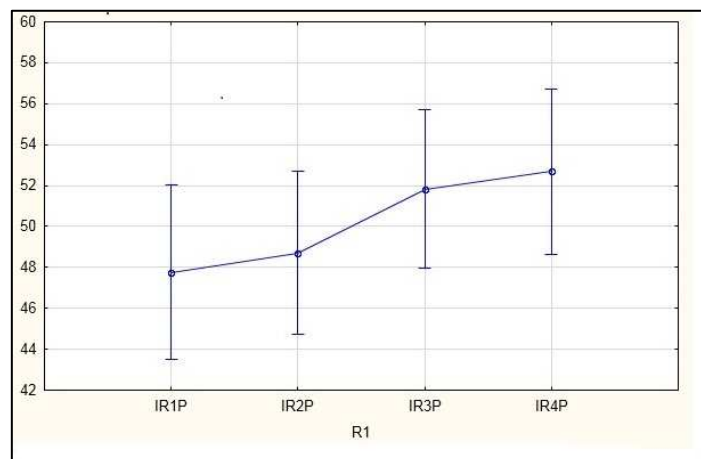
čtyř měření VR (0,020) pro obě skupiny a statisticky významný rozdíl peak torque vnitřních rotátorů ramene při opakování čtyř měření VR (0,019) pro obě skupiny.

Graf 1. Peak torque vnitřních rotátorů ramenního kloubu obou skupin při opakování čtyř měření (parametr peak torque v Nm)



Vysvětlivky: R1- opakování měření (IR1P-IR4P), IR1P – vnitřní rotace bez kinesiio tapingu dominantní horní končetiny, IR2P – vnitřní rotace po aplikaci kinesiio tapingu dominantní horní končetiny, IR3P – vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesiio tapingu dominantní horní končetiny, IR4P – vnitřní rotace po odstranění kinesiio tapingu dominantní horní končetiny

Graf 2. Total work vnitřních rotátorů ramenního kloubu obou skupin při opakování čtyř měření (parametr total work v J)



Vysvětlivky: viz Graf 1



## 7.2.2 Výzkumná otázka 2

*Jak se změní síla zevních rotátorů ramenního kloubu ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině při aplikaci KT na oblast ramenního pletence?*

### 7.2.2.1 Hodnocení peak torque zevní rotace ramenního kloubu

Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních jsme zjišťovali vliv KT na velikost peak torque zevních rotátorů ramenního kloubu dominantní horní končetiny ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině. Rozdíly dané aplikací KT jsou statisticky významné na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Byly sledovány všechny 4 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

Použitím ANOVA post-hoc LSD testu jsme získali hodnoty, které se v kontrolní skupině blíží statistické významnosti. Při porovnání výsledků je patrné, že tato významnost je mezi hodnotami peak torque zevní rotace bez aplikace KT a zevní rotace po aplikaci KT. Mezi hodnotami peak torque zevní rotace bez KT a zevní rotace po 7 dnech od aplikace KT se výsledek blíží statistické významnosti. Ve skupině volejbalistek se neukázaly žádné statisticky významné rozdíly (Tabulka 7).

Tabulka 7. Hodnoty statistické významnosti peak torque ZR ramenního kloubu při aplikaci KT, které se blíží statické významnosti

Číslo buňky	SK	R1	1	2	3	4	5	6	7	8
1	KS	ER1P		0,080	0,080	0,301	0,439	0,424	0,707	0,296
2	KS	ER2P	0,080		1,000	0,468	0,940	0,960	0,634	0,841
3	KS	ER3P	0,080	1,000		0,468	0,940	0,960	0,634	0,841
4	KS	ER4P	0,301	0,468	0,468		0,783	0,764	0,900	0,582
5	VS	ER1P	0,439	0,940	0,940	0,783		0,959	0,407	0,568
6	VS	ER2P	0,424	0,960	0,960	0,764	0,959		0,378	0,604
7	VS	ER3P	0,707	0,634	0,634	0,900	0,407	0,378		0,163
8	VS	ER4P	0,296	0,841	0,841	0,582	0,568	0,604	0,163	

Vysvětlivky: SK – skupiny, KS- kontrolní skupina, ER1P – zevní rotace bez kinesio tapingu na dominantní horní končetině, ER2P – zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER3P – zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER4P – zevní rotace po odstranění kinesio tapingu dominantní horní končetiny

### 7.2.2.2 Hodnocení total work zevní rotace ramenního kloubu

Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních jsme zjišťovali vliv KT na total work zevní rotace ramenního kloubu dominantní horní končetiny ve skupině

volejbalistek a v kontrolní skupině. Získané výsledky jsou statisticky nevýznamné v obou skupinách. Sledovali jsme hodnoty total work ve čtyřech měřeních ZR (Tabulka 8).

Tabulka 8. Hodnoty statistické významnosti total work zevní rotace při aplikaci KT, které se blíží statistické významnosti

Číslo buňky	SK	R1	1	2	3	4	5	6	7	8
1	KS	ER1P		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
2	KS	ER2P	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
3	KS	ER3P	1,000	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
4	KS	ER4P	1,000	1,000	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000
5	VS	ER1P	1,000	1,000	1,000	1,000		1,000	1,000	1,000
6	VS	ER2P	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000		1,000	1,000
7	VS	ER3P	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000		1,000
8	VS	ER4P	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	

Vysvětlivky: SK – skupiny, KS- kontrolní skupina, ER1P – zevní rotace bez kinesio tapingu na dominantní horní končetině, ER2P – zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER3P – zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER4P – zevní rotace po odstranění kinesio tapingu dominantní horní končetiny

***Grafické znázornění výsledků měření peak torque zevní rotace a total work zevní rotace v průběhu 4 měření ve skupině volejbalistek a kontrolní skupiny***

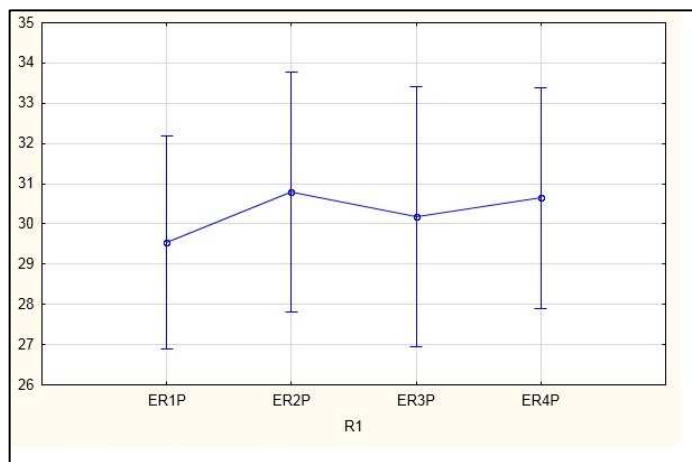
Následující grafy zobrazují rozptyl naměřených hodnot (MIN-MAX) a zejména pak střední hodnoty ve všech čtyřech měřeních ZR (ER1P- ER2P), zvláště pro každý parametr měření (peak torque a total work) pro obě skupiny dohromady. Tyto grafy doplňují výzkumnou otázku 2. Analýzou opakovaných měření rozptylu s velikostí efektů a síly není ani u jednoho parametru statisticky významný rozdíl nebo rozdíl, který by se blížil statistické významnosti.

Porovnáním průběhu peak torque vnitřní rotace (Graf 1) s průběhem peak torque zevní rotace (Graf 3) při opakování čtyř pokusů měření je patrný rozdílný průběh VR a ZR. Hodnoty peak torque vnitřní rotace jsou vyšší než hodnoty peak torque zevní rotace. Při VR dochází po aplikaci KT k malému vzestupu peak torque a tento pozvolný nárůst vidíme i po 7 dnech od aplikace KT a jeho následném odstranění (Graf 1). Zatímco hodnoty peak torque zevní rotace se po aplikaci KT zvyšují, po 7 dnech dochází naopak k jejich snížení. Po odstranění KT se tyto hodnoty opět trochu zvýší (Graf 3).

Průběh total work vnitřní rotace (Graf 2) je odlišný od total work zevní rotace (Graf 4) při opakování čtyř měření, podobně jako je tomu u peak torque. Hodnoty total work vnitřní

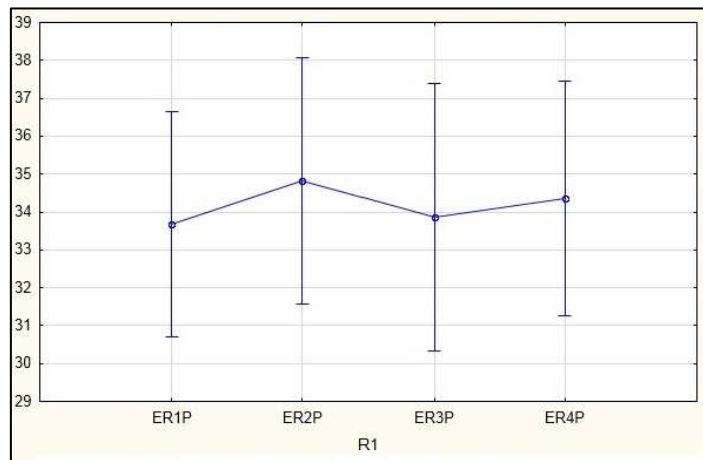
rotace jsou vyšší než hodnoty total work zevní rotace. Hodnoty total work vnitřní rotace se po aplikaci KT mírně zvýší, tento pomalý vzestup je patrný i po 7 dnech od aplikace KT i po odstranění KT (Graf 2). Naproti tomu v průběhu total work zevní rotace dochází po počátečním vzestupu k poklesu hodnot total work zevní rotace a po odstranění KT se tyto hodnoty opět trochu zvýší (Graf 4).

Graf 3. Peak torque zevních rotátorů ramenního kloubu obou skupin při opakování čtyř měření (parametr peak torque v Nm)



Vysvětlivky: R1- opakování měření (ER1P-ER4P), ER1P – zevní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER2P – zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER3P – zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER4P – zevní rotace po odstranění kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu

Graf 4. Total work zevních rotátorů ramenního kloubu obou skupin při opakování čtyř měření (parametr total work v J)



Vysvětlivky: R1- opakování měření (ER1P-ER4P), ER1P – zevní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER2P – zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER3P – zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER4P – zevní rotace po odstranění kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu

### 7.2.3 Výzkumná otázka 3

*Jak se změní rozsah pohybu vnitřní rotace ramenního kloubu ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině při aplikaci KT na oblast ramenního pletence?*

Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních byl zjištěn vliv KT na velikost rozsahu pohybu VR ramenního kloubu dominantní horní končetiny ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině. Rozdíly dané aplikací KT jsou statisticky významné na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Byly sledovány všechny 4 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

Jako statisticky významné se ukazují rozdíly výsledků goniometrie mezi vnitřní rotací bez KT a vnitřní rotací po 7 dnech od aplikace KT a mezi vnitřní rotací bez KT a vnitřní rotací po odstranění KT v kontrolní skupině (Tabulka 9). Použitím ANOVA post-hoc LSD se ukázal jako statistický významný rozdíl výsledků mezi goniometrií vnitřní rotace bez KT a vnitřní rotace po aplikaci KT (0,004) v kontrolní skupině.

Ve skupině volejbalistek vidíme statisticky významné rozdíly výsledků goniometrie mezi vnitřní rotací bez KT a vnitřní rotací po aplikaci KT, mezi vnitřní rotací bez KT a vnitřní rotací po 7 dnech od aplikace KT, a mezi vnitřní rotací bez KT a vnitřní rotací po odstranění KT. Porovnáním rozdílů výsledků je statisticky významný rozdíl goniometrií mezi vnitřní rotací po aplikaci KT a vnitřní rotací po 7 od aplikace (Tabulka 9). Použitím ANOVA post-hoc LSD testu jsou výsledky podobné, navíc se jako statisticky významný ukazuje rozdíl mezi goniometrií vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace KT a vnitřní rotací po odstranění KT (0,015).

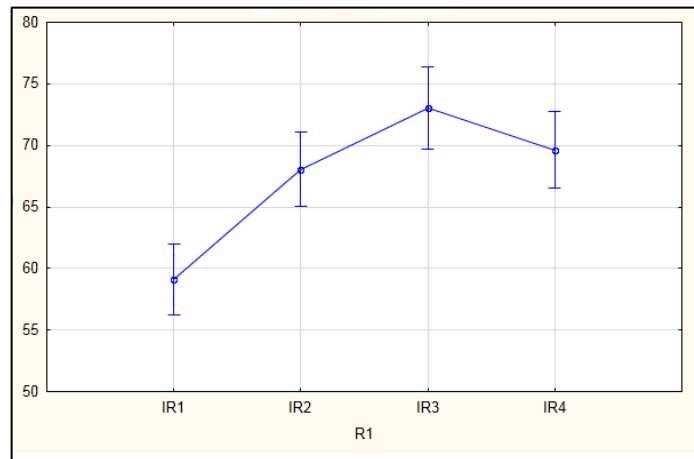
Tabulka 9. Hodnoty statistické významnosti goniometrie VR ramenního kloubu při aplikaci KT, u kterých se nachází statisticky významné rozdíly

čísla buňky	SK	R1	1	2	3	4	5	6	7	8
1	SK	IR1		0,102	<b>0,001</b>	<b>0,013</b>	1,000	1,000	<b>0,003</b>	0,556
2	SK	IR2	0,102		1,000	1,000	<b>0,003</b>	1,000	1,000	1,000
3	SK	IR3	<b>0,001</b>	1,000		1,000	<b>0,000</b>	1,000	1,000	1,000
4	SK	IR4	<b>0,013</b>	1,000	1,000		<b>0,000</b>	1,000	1,000	1,000
5	VS	IR1	1,000	<b>0,003</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>		<b>0,000</b>	<b>0,000</b>	<b>0,000</b>
6	VS	IR2	1,000	1,000	1,000	1,000	<b>0,000</b>		<b>0,037</b>	1,000
7	VS	IR3	<b>0,003</b>	1,000	1,000	1,000	<b>0,000</b>	<b>0,037</b>		0,408
8	VS	IR4	0,556	1,000	1,000	1,000	<b>0,000</b>	1,000	0,408	

Vysvětlivky: SK – skupiny, KS – kontrolní skupina, VS – skupina volejbalistek, IR1P- vnitřní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR2P – vnitřní rotace po aplikaci kinesio tapingu na dominantní horní končetině, IR3P – vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu na dominantní horní končetině, IR4P – vnitřní rotace po odstranění kinesio tapingu na dominantní horní končetině

Následující graf zobrazuje rozptyl naměřených hodnot (MIN-MAX) a hlavně střední hodnoty při opakování čtyř měření (IR1-IR4) pro goniometrii vnitřní rotace pro obě skupiny dohromady. Tento graf doplňuje výzkumnou otázku 3. Při analýze opakovaných měření rozptylu s velikostí efektů a síly vyplývá statisticky významný rozdíl goniometrie vnitřní rotace při opakování čtyř měření (0,000).

Graf 5. Goniometrie VR ramenního kloubu obou skupin při opakování čtyř měření (parametr goniometrie v °)



Vysvětlivky: R1- opakování měření (IR1P-IR4P), IR1P – vnitřní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR2P – vnitřní rotace po aplikaci kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR3P – vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR4P – vnitřní rotace po odstranění kinesio tapingu dominantní horní končetiny.

#### 7.2.4 Výzkumná otázka 4

*Jak se změní rozsah pohybu zevní rotace ramenního kloubu ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině při aplikaci KT na oblast ramenního pletence?*

Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních byl zjištěn vliv KT na velikost rozsahu pohybu ZR ramenního kloubu dominantní horní končetiny ve skupině volejbalistek a v kontrolní skupině. Rozdíly dané aplikací KT jsou statisticky významné na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Byly sledovány všechny 4 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

Tabulka 10. Hodnoty statistické významnosti goniometrie ZR ramenního kloubu při aplikaci KT, u kterých se nachází statisticky významné rozdíly

číslo buňky	SK	R1	1	2	3	4	5	6	7	8
1	KS	ER1		1,000	<b>0,000</b>	0,208	1,000	1,000	<b>0,000</b>	0,066
2	KS	ER2	1,000		<b>0,018</b>	1,000	1,000	1,000	<b>0,029</b>	1,000
3	KS	ER3	<b>0,000</b>	<b>0,018</b>		0,738	<b>0,001</b>	0,066	1,000	1,000
4	KS	ER4	0,208	1,000	0,738		0,297	1,000	0,586	1,000
5	VS	ER1	1,000	1,000	<b>0,001</b>	0,297		1,000	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>
6	VS	ER2	1,000	1,000	0,066	1,000	1,000		<b>0,001</b>	0,208
7	VS	ER3	<b>0,000</b>	<b>0,029</b>	1,000	0,586	<b>0,000</b>	<b>0,001</b>		1,000
8	VS	ER4	0,066	1,000	1,000	1,000	<b>0,001</b>	0,208	1,000	

Vysvětlivky: SK – skupiny, KS- kontrolní skupina, ER1P – zevní rotace bez kinesio tapingu na dominantní horní končetině, ER2P – zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER3P – zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER4P – zevní rotace po odstranění kinesio tapingu dominantní horní končetiny

Jako statisticky významné se ukazují rozdíly výsledků goniometrie mezi zevní rotací bez KT a zevní rotací po 7 dnech od aplikace KT a také mezi výsledky goniometrie zevní rotací po aplikaci KT a zevní rotací po 7 dnech od aplikace KT v kontrolní skupině. Použitím ANOVA post-hoc LSD test jsme zjistili, že statisticky významný rozdíl výsledků goniometrie je patrný mezi zevní rotací bez KT a zevní rotací po odstranění KT (0,007), a mezi zevní rotací po 7 dnech od aplikace KT a zevní rotací po odstranění KT (0,026) pro kontrolní skupinu.

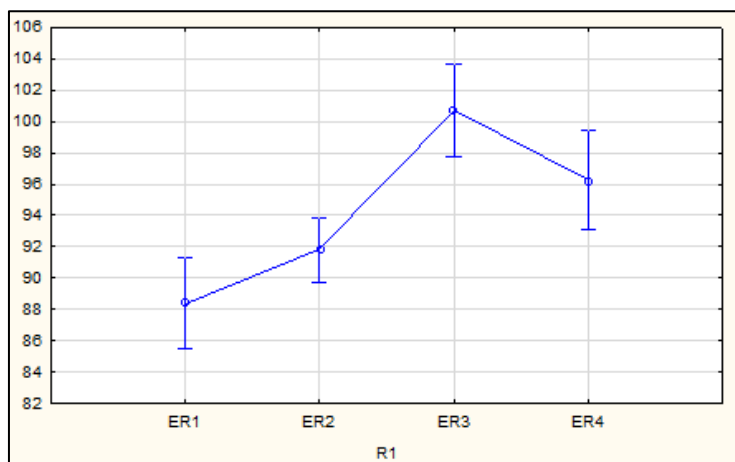
Ve skupině volejbalistek jsou statisticky významné rozdíly mezi výsledky goniometrie zevní rotace bez KT a zevní rotace po 7 dnech od aplikace, mezi výsledky goniometrie zevní



rotace bez KT a zevní rotace po odstranění KT. Statisticky významné rozdíly výsledků goniometrie v této skupině nacházíme také mezi zevní rotací po aplikaci KT a zevní rotací po 7 dnech od aplikace KT (Tabulka 10). Výsledky ANOVA post-hoc LSD testu jsou podobné, navíc se jako statisticky významný ukazuje rozdíl mezi výsledky goniometrie zevní rotace po aplikaci KT a zevní rotace po odstranění KT (0,007).

Následující graf zobrazuje rozptyl naměřených hodnot (MIN-MAX) a hlavně střední hodnoty při opakování čtyř měření (ER1-ER4) pro goniometrii zevní rotace obou skupin (Graf 6). Tento graf doplňuje výzkumnou otázku 4. Při analýze opakovaných měření rozptylu s velikostí efektů a síly vyplývá statisticky významný rozdíl pro goniometrii zevní rotace při opakování čtyř měření (0,000).

Graf 6. Goniometrie zevní rotace ramenního kloubu obou skupin při opakování čtyř měření (parametr goniometrie v °)



Vysvětlivky:R1- opakování měření (ER1P-ER4P), ER1P – zevní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER2P – zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER3P – zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER4P – zevní rotace po odstranění kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu

Průběh hodnot goniometrie vnitřní rotace ramenního kloubu při opakování čtyř měření (Graf 5) má podobný tvar jako graf goniometrie zevní rotace ramenního kloubu (Graf 6). Hodnoty goniometrie vnitřní rotace jsou nižší než hodnoty goniometrie zevní rotace. U obou průběhů (Graf 5, 6) dochází k postupnému vzestupu hodnot až do úrovně hodnoty naměřené po 7 dnech od aplikace KT, po kterém nastává u obou průběhů pokles. Z grafů můžeme odečíst, že u goniometrie zevní rotace došlo k většímu nárůstu hodnot v rozmezí 2. a 3. měření, kdy měly probandky aplikovaný KT 7 dnů (Graf 6). Naproti tomu u goniometrie vnitřní rotace byl větší vzrůst hodnot mezi 1. a 2. měření, tedy po aplikaci KT (Graf 5).

## 7.2.5 Výzkumná otázka 5

*Jak se změní síla vnitřních rotátorů ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou při aplikaci KT na oblast ramenního pletence?*

### 7.2.5.1 Hodnocení peak torque vnitřní rotace ramenního kloubu

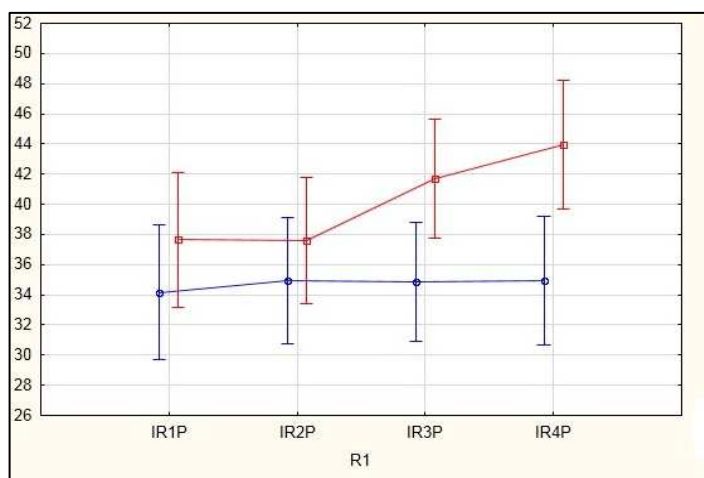
Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních byl zjištěn statisticky významný vztah mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou v závislosti na hodnocení velikosti peak torque vnitřní rotace ramenního kloubu při aplikaci KT na oblast ramenního pletence. Rozdíly mezi skupinami jsou statisticky významné na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Byly sledovány 4 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

Statisticky významné se ukazují rozdíly výsledků mezi peak torque vnitřní rotace bez KT kontrolní skupiny a vnitřní rotace po odstranění KT skupiny volejbalistek (0,041) dle Bonferroniho testu (Tabulka 5).

Níže uvedené grafy zobrazují rozptyl naměřených hodnot (MIN-MAX) a střední hodnoty ve všech čtyřech měřeních peak torque vnitřní rotace dominantní horní končetiny (IR1P-IR4P) pro každou skupinu zvlášť. Při analýze opakovaných měřeních rozptylu s velikostí efektů a síly vyplývá statisticky významný rozdíl (0,049) mezi skupinami při opakování čtyř měření.

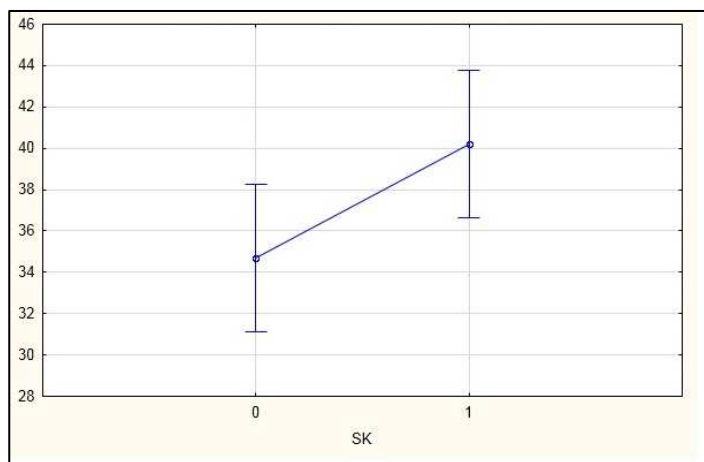
Graf 7 zobrazuje rozdíly mezi průběhy měření peak torque vnitřní rotace kontrolní skupiny a skupiny volejbalistek. Z tohoto grafu odečítáme, že hodnoty peak torque vnitřní rotace kontrolní skupiny jsou celkově nižší než peak torque vnitřní rotace skupiny volejbalistek, u kterých se hodnoty peak torque vnitřní rotace zvyšují. U kontrolní skupiny se hodnoty peak torque vnitřní rotace držely přibližně na stejné úrovni u všech 4 měření.

Graf 7. Rozdíly výsledků peak torque VR ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou při opakování čtyř měření (parametr peak torque v Nm)



Vysvětlivky: R1- opakování měření (IR1P-IR4P), IR1P – vnitřní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR2P – vnitřní rotace po aplikaci kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR3P – vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR4P – vnitřní rotace po odstranění kinesio tapingu dominantní horní končetiny, modrá čára- kontrolní skupina, červená čára- skupina volejbalistek

Graf 8. Grafické znázornění statistické významnosti mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou měření peak torque VR (parametr peak torque v Nm)



Vysvětlivky: SK- skupiny, 0- kontrolní skupina, 1- skupina volejbalistek

### 7.2.5.2 Hodnocení total work vnitřní rotace ramenního kloubu

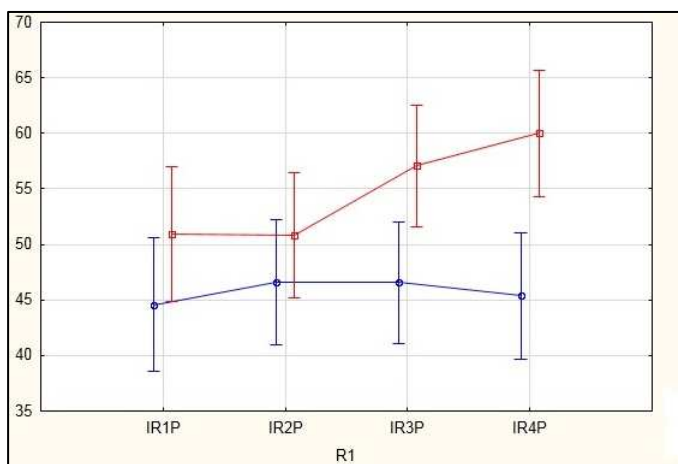
Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních byl zjištěn statisticky významný vztah mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou v závislosti na hodnocení

velikosti total work vnitřní rotace ramenního kloubu při aplikaci KT na oblast ramenního pletence (Tabulka 6). Rozdíly mezi skupinami jsou statisticky významné na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Byly sledovány 4 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

Níže uvedené grafy zobrazují rozptyl naměřených hodnot (MIN-MAX), zejména střední hodnoty ve všech čtyřech měřeních total work vnitřní rotace dominantní horní končetiny (IR1P-IR4P) pro každou skupinu zvlášť. Při analýze opakovaných měření rozptylu s velikostí efektů a síly se rozdíl výsledků jeví jako statisticky významný (0,027).

Statisticky významný rozdíl výsledků total work vnitřní rotace nacházíme při porovnání skupin mezi vnitřní rotací bez KT kontrolní skupiny a vnitřní rotací po odstranění KT skupiny volejbalistek (0,007), mezi vnitřní rotací po aplikaci KT a vnitřní rotací po odstranění KT u skupiny volejbalistek (0,034) (Tabulka 6). Výsledky total work vnitřní rotace jsou po odstranění KT u skupiny volejbalistek statisticky významné v porovnání se třetím měřením kontrolní skupiny, tzn. s výsledky total work vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace KT (0,034) a také se 4. měřením kontrolní skupiny, tzn. s výsledky total work vnitřní rotace po odstranění KT (0,013).

Graf 9. Rozdíly výsledků total work VR ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou při opakování čtyř měření (parametr total work v J)



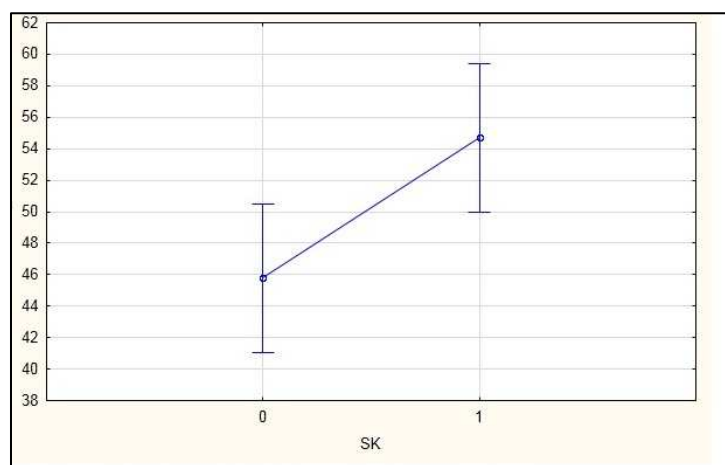
Vysvětlivky: R1- opakování měření (IR1P-IR4P), IR1P – vnitřní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR2P – vnitřní rotace po aplikaci kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR3P – vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR4P – vnitřní rotace po odstranění kinesio tapingu dominantní horní končetiny, modrá čára- kontrolní skupina, červená čára- skupina volejbalistek

Průběh tohoto grafu (Graf 9) je obdobný jako graf, kde jsme porovnávali peak torque u obou skupin (Graf 7). Na tomto grafu je zřejmé, že výsledky total work vnitřní rotace u skupiny volejbalistek mají vyšší hodnoty než total work vnitřní rotace u kontrolní skupiny.

U kontrolní skupiny došlo po počátečním vzrůstu hodnot total work vnitřní rotace k jejich poklesu mezi 2. a 3. měřením, kdy měly probandky 7 dní KT. Další snížení sledujeme i po odstranění KT. Naproti tomu u skupiny volejbalistek pozorujeme na začátku mírný pokles. Po aplikaci KT sledujeme v průběhu grafu zvyšování hodnot total work vnitřní rotace, a to i po odstranění KT (Graf 9).

Vztah mezi skupinami je zobrazen na Grafu 10, z něj vyplývá statisticky významný rozdíl mezi kontrolní skupinou a skupinou volejbalistek na hladině významnosti 0,011.

Graf 10. Grafické znázornění statistické významnosti mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou měření total work VR (parametr total work v J)



Vysvětlivky: SK- skupiny, 0- kontrolní skupina, 1- skupina volejbalistek

## 7.2.6 Výzkumná otázka 6

*Jak se změní síla zevních rotátorů ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou při aplikaci KT na oblast ramenního pletence?*

### 7.2.6.1 Hodnocení peak torque zevní rotace ramenního kloubu

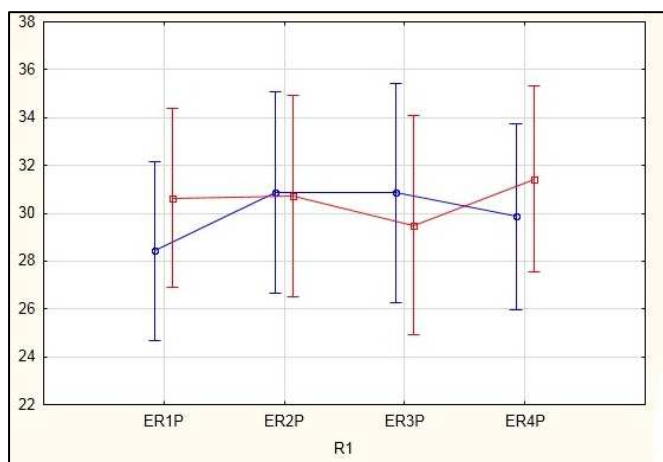
Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních nebyl zjištěn statisticky významný vztah mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou v závislosti na hodnocení velikosti peak torque zevní rotace ramenního kloubu při aplikaci KT na oblast ramenního pletence. Rozdíly mezi skupinami nejsou statisticky významné a ani se hladině statistické významnosti nepřibližují (Tabulka 7). Byly sledovány 4 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

Níže uvedené grafy zobrazují rozptyl naměřených hodnot (MIN-MAX), hlavně střední hodnoty ve všech čtyřech měřeních peak torque zevní rotace dominantní horní končetiny (ER1P- ER4P) pro každou skupinu zvlášť. Při analýze opakovaných měření rozptylu s velikostí efektů a síly vyplývá rozdíl výsledků při opakování čtyř měření mezi skupinami, který není statisticky významný (0,713).

Výsledky měření neukazují statisticky významné rozdíly mezi výsledky peak torque zevní rotace kontrolní skupiny a skupiny volejbalistek (0,759).

Grafické znázornění průběhu peak torque zevní rotace u kontrolní skupiny a skupiny volejbalistek ukazuje, že hodnoty těchto parametrů se u obou skupin pohybují ve stejném rozmezí (Graf 11). Sledujeme rozdílný průběh peak torque zevní rotace obou skupin. U kontrolní skupiny vidíme po prvním měření zevní rotace zvýšení velikosti PT, která se po aplikaci KT pohybuje na podobné úrovni, po odstranění KT dochází ke snížení velikosti PT. Naopak u skupiny volejbalistek průběh peak torque zevní rotace neukazuje zpočátku výrazné změny velikosti. Až po 3. měření, tedy po 7 dnech od aplikace KT, vidíme snížení hodnoty PT. Po odstranění KT velikost peak torque zevní rotace mírně vzroste.

Graf 11. Rozdíly výsledků peak torque ZR ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou při opakování čtyř měření (parametr peak torque v Nm)



Vysvětlivky: R1- opakování měření (ER1P-ER4P), ER1P – zevní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER2P – zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER3P – zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER4P – zevní rotace po odstranění kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, modrá čára- kontrolní skupina, červená čára- skupina volejbalistek

### 7.2.6.2 Hodnocení total work zevní rotace ramenního kloubu

Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních nebyl zjištěn statisticky významný vztah mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou v závislosti na hodnocení velikosti total work zevní rotace ramenního kloubu při aplikaci KT na oblast ramenního pletence. Rozdíly mezi skupinami nejsou statisticky významné a ani se hladině statistické významnosti nepřibližují (Tabulka 8). Byly sledovány 4 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

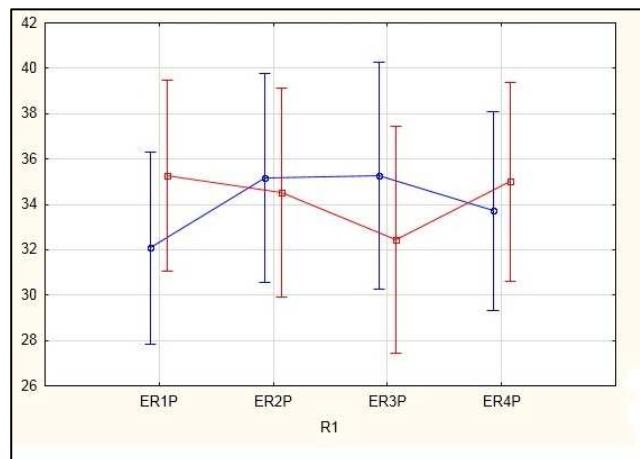
Níže uvedené grafy zobrazují rozptyl naměřených hodnot (MIN-MAX), hlavně střední hodnoty ve všech čtyřech měřeních total work zevní rotace dominantní horní končetiny (ER1P- ER4P) pro každou skupinu zvlášť. Při analýze opakovaných měřeních rozptylu s velikostí efektů a síly vyplývá rozdíl výsledků mezi skupinami při opakování čtyř měření, který není statisticky významný (0,136).

Mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou není statisticky významný rozdíl, ani rozdíl, který se by blížil statistické významnosti (0,926).

Průběhy total work zevní rotace jsou pro obě skupiny odlišné, ale jejich hodnoty jsou na přibližně stejné úrovni. Velikost total work zevní rotace kontrolní skupiny po aplikaci KT vzroste a následně se jeho velikost nemění. Po odstranění KT se hodnoty total work zevní

rotace sníží. Total work zevní rotace skupiny volejbalistek má zcela jiný průběh. Po prvním měření jsou hodnoty na stejné úrovni, ale po druhém měření dochází k poklesu velikosti total work zevní rotace. Po odstranění KT se jeho velikost opět zvýší (Graf 12).

Graf 12. Rozdíly výsledků total work ZR ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou při opakování čtyř měření (parametr total work v J)



Vysvětlivky: R1- opakování měření (ER1P-ER4P), ER1P – zevní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER2P – zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER3P – zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER4P – zevní rotace po odstranění kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, modrá čára- kontrolní skupina, červená čára- skupina volejbalistek



### 7.2.7 Výzkumná otázka 7

*Jak se změní rozsah pohybu vnitřní rotace ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinu při aplikaci KT na oblast ramenního pletence?*

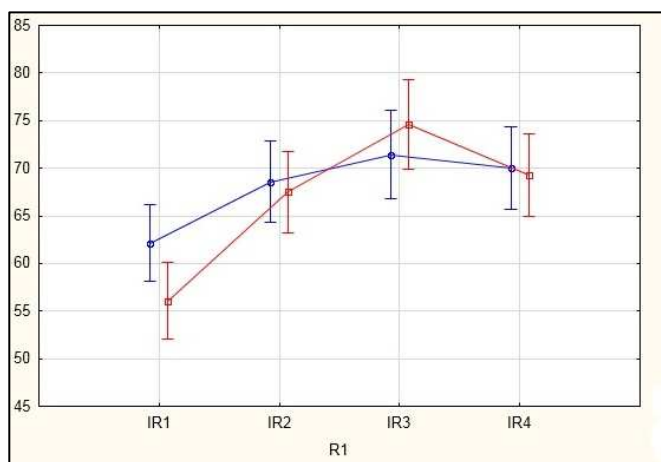
Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních byl zjištěn statisticky významný vztah mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou v závislosti na hodnocení rozsahu pohybu VR ramenního kloubu při opakování čtyř měření. Rozdíly mezi skupinami jsou statisticky významné na hladině významnosti  $p < 0,005$ .

Níže uvedené grafy zobrazují rozptyl naměřených hodnot (MIN-MAX), zejména střední hodnoty ve všech čtyřech měřeních goniometrie vnitřní rotace dominantní horní končetiny (IR1- IR4) pro každou skupinu zvlášť. Při analýze opakovaných měření rozptylu s velikostí efektů a síly vyplývá rozdíl výsledků při opakování čtyř měření statisticky významný (0,030) mezi skupinami.

Při porovnání výsledků těchto dvou skupin jsme získali statisticky významný rozdíl výsledků goniometrie vnitřní rotace bez KT kontrolní skupiny a vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace KT skupiny volejbalistek. Výsledek goniometrie vnitřní rotace bez KT skupiny volejbalistek byl statisticky významný v porovnání s vnitřní rotací po aplikaci KT kontrolní skupiny, s vnitřní rotací po 7 dnech od aplikace KT kontrolní skupiny a s VR po odstranění KT kontrolní skupiny (Tabulka 9). Obdobné výsledky jsme získali i Použitím post-hoc Scheffeho testu.

Graf 13 ukazuje rozdíly mezi průběhy měření goniometrie vnitřní rotace kontrolní skupiny a skupiny volejbalistek. Podle tohoto grafu jsou výsledky goniometrie vnitřní rotace u obou skupin přibližně stejné. Mírně se odlišují svým průběhem, který má u skupiny volejbalistek prudší nástup a po odstranění KT hodnoty goniometrie vnitřní rotace více klesají. Zatímco u kontrolní skupiny je vzestup hodnot povolný a po odstranění KT se hodnoty opět snižují.

Graf 13. Rozdíly výsledků goniometrie VR ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou při opakování čtyř měření (parametr goniometrie v °)



Vysvětlivky: R1- opakování měření (IR1P-IR4P), IR1P – vnitřní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR2P – vnitřní rotace po aplikaci kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR3P – vnitřní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu dominantní horní končetiny, IR4P – vnitřní rotace po odstranění kinesio tapingu dominantní horní končetiny, modrá čára- kontrolní skupina, červená čára- skupina volejbalistek

### 7.2.8 Výzkumná otázka 8

*Jak se změni rozsah pohybu zevní rotace ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou při aplikaci KT na oblast ramenního pletence?*

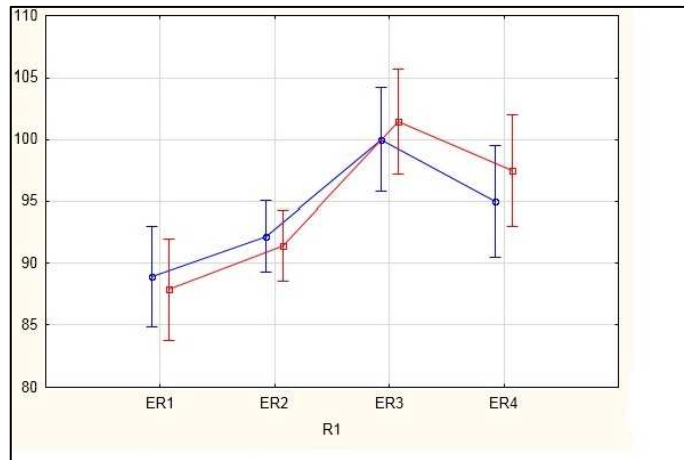
Použitím analýzy rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních byl zjištěn statisticky významný vztah mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou v závislosti na hodnocení velikosti goniometrie zevní rotace ramenního kloubu při aplikaci KT na oblast ramenního pletence. Rozdíly mezi skupinami jsou statisticky významné na hladině statistické významnosti  $p < 0,005$ . Byly sledovány 4 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

Post-hoc Bonferroniho testem jsme zjistili statisticky významné rozdíly mezi výsledky goniometrie zevní rotace bez KT kontrolní skupiny a zevní rotace po 7 dnech od aplikace KT u skupiny volejbalistek, mezi výsledky goniometrie zevní rotace po aplikaci KT kontrolní skupiny a zevní rotace po 7 dnech od aplikace KT skupiny volejbalistek a mezi výsledky goniometrie zevní rotace po 7 dnech od aplikace KT kontrolní skupiny a zevní rotace bez KT skupiny volejbalistek (Tabulka 10).

Graf 14 znázorňuje výsledky měření goniometrie zevní rotace mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou při opakování čtyř měření. Tento graf zobrazuje rozptyl naměřených hodnot (MIN-MAX) a zejména pak střední hodnoty ve všech čtyřech měřeních ZR (ER1-ER4) zvlášť pro každou skupinu. Při analýze opakovaných měřeních rozptylu s velikostí efektů a síly vyplývá rozdíl výsledků při opakování čtyř měření mezi skupinami, který není statisticky významný a ani se hladině významnosti nepřibližuje (0,785).

Z grafu je patrné, že průběh goniometrie zevní rotace je u obou skupin stejný a velikost goniometrie se pohybuje na přibližně na stejných hodnotách (Graf 14). Na počátku dochází k pozvolnému nárůstu velikosti goniometrie zevní rotace, po aplikaci KT a po 7 dnech od aplikace vidíme, že tento nárůst se ještě více zvětšil. Po odstranění KT se hodnoty goniometrie zevní rotace zase snížily.

Graf 14. Rozdíly výsledků goniometrie ZR ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou při opakování čtyř měření (parametr goniometrie v °)



Vysvětlivky: R1- opakování měření (ER1P-ER4P), ER1P – zevní rotace bez kinesio tapingu dominantní horní končetiny, ER2P – zevní rotace po aplikaci kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER3P – zevní rotace po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, ER4P – zevní rotace po odstranění kinesio tapingu pro dominantní horní končetinu, modrá čára- kontrolní skupina, červená čára- skupina volejbalistek

## 7.3 Další výsledky

### 7.3.1 Hodnocení změny peak torque a total work na nedominantní horní končetině

Při testování jsme hodnotili, jaká byla změna mezi hodnotami peak torque a total work na nedominantní horní končetině na začátku a na konci měření výzkumu. Pro hodnocení jsme použili analýzu rozptylu ANOVA při opakovaných měřeních. Použitím tohoto testu jsme zjistili statisticky významný rozdíl mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou v závislosti na hodnocení velikosti peak torque vnitřní rotace (0,014) a v závislosti na hodnocení velikosti total work vnitřní rotace (0,017) ramenního kloubu nedominantní horní končetiny. Při porovnání rozdílů výsledků peak torque zevní rotace nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v kontrolní skupině, ve skupině volejbalistek nebo mezi těmito dvěma skupinami. Při porovnání rozdílů výsledků total work zevní rotace nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v kontrolní skupině, ve skupině volejbalistek nebo mezi těmito dvěma skupinami. Byly sledovány 2 pokusy u celkového počtu 28 probandek.

Jako statisticky významné byly rozdíly výsledků peak torque vnitřní rotace na konci měření kontrolní skupiny a vnitřní rotace na konci měření skupiny volejbalistek. Rozdíly ve skupině volejbalistek nebo v kontrolní skupině nebyly statisticky významné a ani se k této hladině nepřibližovaly (Tabulka 11).

Tabulka 11. Hladiny významnosti peak torque VR ramenního kloubu při aplikaci KT, u kterých se nachází statisticky významné rozdíly

čísla buňky	SK	R1	1	2	3	4
1	KS	IR1L		1,000	0,819	0,095
2	KS	IR2L	1,000		0,183	<b>0,014</b>
3	VS	IR1L	0,819	0,183		0,672
4	VS	IR2L	0,095	<b>0,014</b>	0,672	

Vysvětlivky: R1- opakování měření (IR1L- IR2L), SK- skupiny, KS- kontrolní skupina, VS- skupina volejbalistek, IR1L- vnitřní rotace na začátku měření, IR2L- vnitřní rotace na konci měření

Jako statisticky významné se ukazují rozdíly výsledků total work vnitřní rotace na konci měření kontrolní skupiny a vnitřní rotace na konci měření skupiny volejbalistek. Rozdíly ve skupině volejbalistek nebo v kontrolní skupině nebyly statisticky významné a ani se k této hladině nepřibližovaly (Tabulka 12).

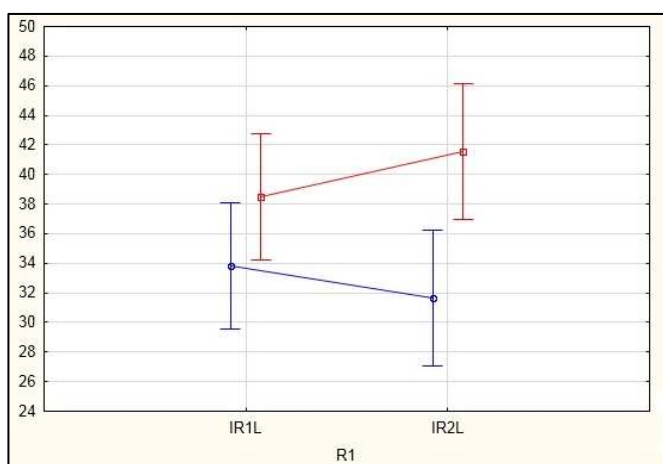
Tabulka 12. Hladiny významnosti total work VR ramenního kloubu při aplikaci KT, u kterých se nachází statisticky významné rozdíly

čísla buňky	SK	R1	1	2	3	4
1	KS	IR1L		1,000	0,855	0,085
2	KS	IR2L	1,000		0,294	<b>0,022</b>
3	VS	IR1L	0,855	0,294		0,481
4	VS	IR2L	0,085	<b>0,022</b>	0,481	

Vysvětlivky: R1 - opakování měření (IR1L - IR2L), SK - skupiny, KS - kontrolní skupina, VS - skupina volejbalistek, IR1L - vnitřní rotace na začátku měření, IR2L - vnitřní rotace na konci měření

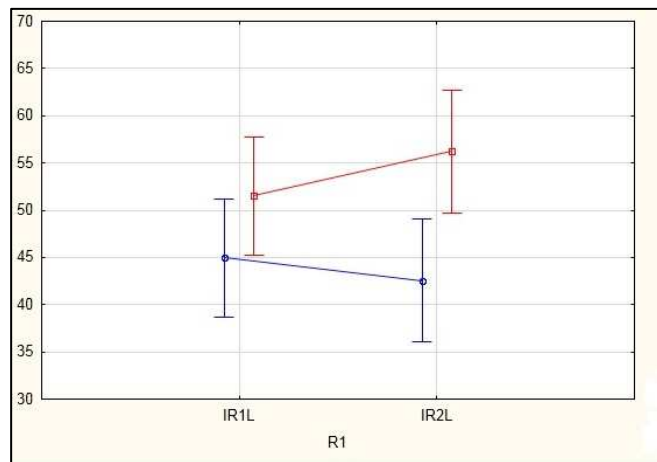
Grafy 15, 16 zobrazují odlišný průběh peak torque vnitřní rotace na nedominantní horní končetině a total work vnitřní rotace na nedominantní horní končetině. U skupiny volejbalistek se peak torque vnitřní rotace na nedominantní horní končetině a total work vnitřní rotace na nedominantní horní končetině zvyšuje, zatímco u kontrolní skupiny se peak torque vnitřní rotace na nedominantní horní končetině a total work vnitřní rotace na nedominantní horní končetině snižuje. Při porovnání velikosti hodnot peak torque vnitřní rotace na nedominantní horní končetině (Graf 15) a peak torque vnitřní rotace na dominantní horní končetině (Graf 1) a velikosti hodnot total work vnitřní rotace na nedominantní horní končetině (Graf 16) a total work vnitřní rotace na dominantní horní končetině (Graf 2) vyplývá, že hodnoty u obou skupin se pohybují na přibližně stejné úrovni.

Graf 15. Rozdíly výsledků peak torque VR ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou na nedominantní horní končetině (parametr peak torque v Nm)



Vysvětlivky: R1 – opakování měření (IR1L – IR2L), IR1L – vnitřní rotace na začátku měření, IR2L – vnitřní rotace na konci měření

Graf 16. Rozdíly výsledků total work VR ramenního kloubu mezi skupinou volejbalistek a kontrolní skupinou na nedominantní horní končetině (parametr total work v J)



Vysvětlivky: R1 – opakování měření (IR1L – IR2L), IR1L – vnitřní rotace na začátku měření, IR2L – vnitřní rotace na konci měření

## 8 DISKUZE

Hlavním cílem této práce bylo ozřejmit vliv kinesio tapingu na sílu zevních a vnitřních rotátorů ramene a vliv kinesio tapingu na rozsah pohybu zevní a vnitřní rotace u sportovců a kontrolní skupiny. Tyto skupiny byly vybrány, abychom mohli porovnat účinek kinesio tapingu u dvou různých skupin. U sportovců, kteří pravidelně zatěžují horní končetinu, a kde očekáváme vyšší pravděpodobnost přetížení horní končetiny, nestability ramenního kloubu, větší tendence ke zranění a další. V kontrolní skupině byly naopak vybrány probandky, které podobný sport nevykonávají a nemají podobnou zátěž horní končetiny.

V dostupných publikacích Evidence Based Medicine se autoři věnují problematice účinku kinesio tapingu u sportovců na dolních končetinách, na kolenním kloubu a hlezenním kloubu. Většina prací je zaměřená na hodnocení okamžité změny svalové síly po aplikaci kinesio tapingu. Studií, které by se zabývaly dlouhodobým účinkem kinesio tapingu na svalovou sílu je velmi málo. Literárních zdrojů týkajících se vlivu kinesio tapingu na změnu síly svalů horní končetiny je minimum. V nejnověji publikovaných studiích se jedná o výzkumy zabývající se změnou timingu svalů nebo ovlivněním nocicepce na horní končetině po aplikaci kinesio tapingu.

V naší práci jsme zvolili pro porovnání účinků kinesio tapingu na změnu svalové síly rotátory ramenního kloubu. Podle hodnocení EMG je hlavním svalem zevní rotace m. infraspinatus, který se zapojuje v celém průběhu pohybu, zatímco m. teres minor a m. deltoideus se aktivují se zvětšující se abdukcí ramenního kloubu. U sportovců jako jsou volejbalisté nebo baseballisté se můžeme setkat s hypotrofií až atrofií m. infraspinatus. Nejčastější příčinou této poruchy je postižení šlachy m. infraspinatus, komprese větve nervus subscapularis nebo poranění tohoto svalu. Proto jsme zvolili m. infraspinatus jako tapovaný sval, na který byl aplikován kinesio taping tonizačně, s předpokladem zvýšení svalové aktivity (Castro & Jerosch, 2001; McFarland & Kim, 2006; Nordin & Frankel, 2001).

Ze svalů vnitřní rotace jsme vybrali jako tapovaný sval m. pectoralis major (sternální část), který je společně s m. latissimus dorsi hlavním svalem vnitřní rotace, ačkoliv se v průběhu celého pohybu zapojuje hlavně m. subscapularis (Dutton, 2011; Huang et al., 2005). M. subscapularis jsme netapovali, protože by se pásy překrývaly s kinesio tapingem m. infraspinatus, a jejich účinky by se tak mohly rušit. Navíc se domnívám, že pro hlubší uložení tohoto svalu bychom nedosáhli požadovaných účinků. M. pectoralis major je uložen více na povrchu, takže jsme předpokládali, že detonizační aplikací kinesio tapingu tohoto svalu dosáhneme lepších výsledků než při aplikaci na jiný sval.



Ve studiích zabývajících se vlivem kinesio tapingu na svalovou aktivitu nebo bolest byl kinesio taping aplikován většinou na 2- 5 dní (Kaya et al., 2010; Muro et al., 2009; Thelen et al., 2008), protože v rozmezí 3-5 dnů dochází ke slábnutí elasticity tapu, a tak ke snižování jeho účinku (Kase, 2003). Naproti tomu studie zabývajících se vlivem kinesio tapingu na sílu svalů, funkci svalů nebo propiocepci porovnávaly dané parametry před aplikací a okamžitě po aplikaci kinesio tapingu (Aytar et al., 2011; Aktas et al., 2011; Vithoulka et al., 2010; Chang et al., 2010). Zatímco v naší studii jsme se zaměřili na hodnocení krátkodobého a dlouhodobého účinku kinesio tapingu.

V předkládané práci jsme porovnávali účinek kinesio tapingu okamžitě po jeho aplikaci, po 7 dnech od první aplikace a okamžitě po jeho odstranění. Druhé měření probíhalo z organizačních důvodů po 7 dnech od prvního měření. Při prvním měření jsme hodnotili peak torque, total work a rozsah pohybu bez kinesio tapingu a okamžitě po jeho nalepení. Při druhém měření jsme hodnotili stejné parametry po 7 dnech od aplikace kinesio tapingu a po jeho odstranění. Abychom zabránili snížení elasticity kinesio tapingu, tak jsme po 5 dnech u všech zúčastněných probandů kinesio taping přelepili.

Delší časové rozmezí od první aplikace jsme zvolili proto, abychom mohli porovnat účinek kinesio tapingu okamžitě po nalepení pásky a po několika dnech, kdy jsme předpokládali větší efekt na změnu síly a rozsahu pohybu zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu. Většina dosud publikovaných studií se věnovala okamžitému efektu kinesio tapingu.

Výsledky naší studie ukazují, že pro hodnoty peak torque a total work nebyl statisticky významný rozdíl po aplikaci kinesio tapingu (po okamžité aplikaci i po 7 dnech od první aplikace) na m. infraspinatus, který jsme lepili tonizačně. Na začátku studie jsme se domnívali, že vlivem tonizačního kinesio tapingu dojde ke zvýšení aktivity zevních rotátorů ramenního kloubu. Jak ukazuje Graf 11, 12, po nalepení kinesio tapingu jsme pozorovali u kontrolní skupiny mírný nárůst hodnot peak torque a total work, které se po jeho odstranění vrátily k původním hodnotám. U skupiny volejbalistek tomu bylo naopak, po aplikaci kinesio tapingu na m. infraspinatus došlo ke snížení hodnot peak torque a total work a po jeho odstranění se hodnoty naopak zvýšily. Možným vysvětlením těchto výsledků je, že velikost aferentní stimulace nebyla tak velká, aby se svalová síla upravila. Rozdíly výsledků mezi skupinami jsou dány větším zatěžováním horní končetiny u skupiny volejbalistek.

Kinesio taping aplikovaný na kůži s tahem dráždí kožní mechanoreceptory a fascie svalů oblasti, kterou chceme ovlivnit. Společně zajišťují facilitaci svalových receptorů citlivých na změnu délky a napětí svalových vláken a receptorů registrující změny při protažení, tlaku

a působení smykových sil. Proto jedna z teorií účinku kinesio tapingu vychází z domněnky, že kinesio taping působí pomalou stimulací na měkké tkáně. To vede ke změně aferentace z mechanoreceptorů do centrálního nervového systému, kde dochází ke změně gama motorické aktivity, a tím k regulaci svalového tonu (Schleip, 2003 in Chang et al., 2010; Myers, 2009 in Chang et al., 2010). Proto předpokládáme, že získané výsledky jsou dané nedostatečnou aferentací kinesio tapingu. Jednou z možností, jak bychom mohli zvýšit aferentaci, by mohlo být aplikovat kinesio taping na synergistický sval a zvýšit tonizační tah větším protažením kinesio tapingu při aplikaci.

Podle Grafu 7, 9 se hodnoty peak torque a total work vnitřní rotace zvýšily u skupiny volejbalistek a u kontrolní skupiny se udržovaly na přibližně stejných hodnotách. Myslím si, že tento rozdíl je dán větším sportovním zatěžováním horních končetin ve skupině volejbalistek oproti skupině kontrolní. Vlivem tohoto opakovaného přetěžování ramenního pletence dochází ke zvětšování svalové dysbalance mezi zevními a vnitřními rotátory ramenního kloubu, která se vyznačuje zvýšenou aktivitou vnitřní rotace a naopak hypoaktivitou zevních rotátorů. U volejbalistek vidíme vyšší vnitřní rotaci a nižší zevní rotaci, zatímco u kontrolní skupiny není tento rozdíl tak markantní. Možným vysvětlením těchto výsledků je, že aferentní stimulace nebyla tak veliká, aby došlo ke změně svalové síly, kterou jsme předpokládali.

Podobné výsledky byly publikovány v dříve uveřejněných studiích (Huang et al., 2005; Donatelli et al., 2000; Ellenbecker & Mattalino, 1997). Rozdíl zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu je způsoben vyšší svalovou aktivitou m. latissimus dorsi a m. pectoralis major jako hlavními vnitřními rotátory. U hráčů volejbalu často pozorujeme snížení síly zevních rotátorů. Opakované excentrické zatížení ramenního pletence je spojeno s větším rizikem vzniku muskulotendinózních mikrotraumat, vzniku subakromiálního impingment syndromu, instabilit ramenního kloubu, u kterých může dojít ke snížení síly zevních rotátorů ramenního kloubu (Huang et al., 2005; Stickley et al., 2008).

Svalová dysbalance je způsobená zvýšenou aktivitou vnitřních rotátorů, která je nedostatečně kompenzována aktivitou svalů zevní rotace, které jsou slabší (Land & Gordon, 2011). Při porovnání hodnot získaných výsledků peak torque a total work vnitřní a zevní rotace jsme tedy zjistili, že hodnoty výsledků vnitřní rotace jsou vyšší než hodnoty výsledků zevní rotace (Graf 7, 9, 11, 12). Můžeme tedy říci, že dle našich výsledků jsou vnitřní rotátory silnější než zevní rotátory. Vlivem sportovního zatížení, které je na volejbalistky kladeno,

se vytváří velké excentrické zatížení svalů ramenního pletence, které vede k oslabení rotátorové manžety (Stickley et al., 2008).

Smeč (či podání) se skládají z fází, ve kterých se zevní rotace střídá s vnitřní rotací. Na počátku je zevní rotace, která je kontrolovaná excentrickou aktivitou vnitřních rotátorů. Již na konci první fáze je zevní rotace vystřídána vnitřní rotací, jejíž excentrická aktivita je nahrazena koncentrickou aktivitou. Svaly zevní rotace, zejména m. infraspinatus vykazují jen minimální aktivitu (Hamill & Knutzen, 2003; McGinnis, 1999; Nordin & Frankel, 2001). Poslední fáze hodů je zajištěna excentrickou aktivitou rotátorové manžety a svaly zajišťující zevní rotaci, které se podílejí na minimalizaci napětí posteriorní části kloubního pouzdra. Rotátorová manžeta svojí excentrickou funkcí zabezpečuje stabilizaci glenohumerálního kloubu. Při zvyšování rozsahu pohybu a zvětšení rychlosti hodů se však m. supraspinatus, m. infraspinatus a m. teres minor excentrickou aktivitou podílí na translaci hlavičky humeru a deceleraci horní končetiny. Následkem toho dojde k laxitě pasivních stabilizátorů, která zvyšuje zátěž na rotátorovou manžetu vedoucí k únavě a poruše funkce dynamické stabilizace. Proto, aby bylo co nejmenší riziko zranění při tomto sportu, je nutné snížit tuto svalovou dysbalanci mezi zevními a vnitřními rotátory (Hamill & Knutzen, 2003; Huang et al., 2005; Wang & Cochrane, 2001; Stickley et al., 2008).

Dle Warnera, Michali a Arslanian (1990) by poměr ZR/VR měl být v rozmezí 66-75%. Tím je dosažena svalová rovnováha, protože zevní rotátory musí mít alespoň 2/3 síly vnitřních rotátorů. Ve své práci se zabývali hodnocením peak torque/hmotnost pro zevní a vnitřní rotátory a stanovili hodnoty pro peak torque/hmotnost ZR na dominantní paži 30-35 Nm/kg a pro VR na 50-60 Nm/kg (Warner, Michali, & Arslanian, 1990 in Ellenbecker & Roeter, 2003). U volejbalistů je svalová nerovnováha a rozdílná síla ZR a VR často přítomna. Proto by hráči, kteří mají výsledky pod standardizovanými hodnotami poměru ZR/VR, měli mít v tréninku zahrnuto cvičení na posílení oslabených svalů, zevních rotátorů, pro zajištění dosažení svalové rovnováhy GH kloubu a vyvážení síly rotace (Ellenbecker & Roeter, 2003).

Volejbalisté mají vyšší riziko změny svalového napětí svalů kolem ramenního pletence, na kterém se podílí i tréninkové zatížení. Proto by do programu tréninku mělo být zahrnuto cvičení na udržení správného poměru síly zevní a vnitřní rotace, aktivace rotátorové manžety a stabilizace svalů lopatky jako prevence poškození ramenního kloubu (Wang et al., 2000).

Jak totiž vyplývá z výsledků naší studie, kinesio taping má vliv na změnu svalové síly zevních a vnitřních rotátorů ramene, která nevede k požadovaným změnám síly těchto svalů

a která by pozitivně ovlivnila svalovou dysbalanci mezi zevními a vnitřními rotátory. Můžeme pouze uvažovat, zda by se lišil vliv kinesio tapingu při kombinaci s terapií s cílem dospět ke snížení této svalové dysbalance.

Pro přehled uvádím dříve publikované studie, které se s výsledky naší práce shodují, a které se s nimi naopak rozcházejí. Všechny se věnují krátkodobému efektu kinesio tapingu na změnu svalové aktivity dané oblasti.

Studie autorů Aytar et al. (2011) se zabývá hodnocením okamžitého účinku kinesio tapingu na změnu síly, balance u pacientů s patelofemorálním syndromem. V této studii se porovnávaly dvě skupiny, jedna s aplikací kinesio tapingu tonicky na m. quadriceps femoris a druhá s placebo kinesio tapingem (detonizačně). Síla byla hodnocena pomocí izokinetického dynamometru, parametrem peak torque. Z výsledků výzkumu vyplývá, že není statisticky významný rozdíl výsledků změn balance (přístrojem Kinesthetic ability traper pro hodnocení dynamické a statické balance) a zejména síly mezi skupinou s kinesio tapingem a skupinou s placebo kinesio tapingem. Podle autorů této studie nepředstavuje kinesio taping léčebnou metodu pro snížení bolesti nebo zvýšení propriocepce v porovnání s placebo kinesio tapingem. Naproti tomu autoři studie Aktas a Baltaci (2011) se ve své práci zabývali hodnocením svalové síly extenzorů kolenního kloubu (pomocí přístroje Isomed 2000 a výškou vertikální skoku) po použití kinesio tapingu na m. quadriceps femoris a patellu v porovnání s kolenní ortézou. Oproti předchozí studii zjistili, že po použití kinesio tapingu došlo ke zvýšení síly a výšky vertikálního výskoku v porovnání s použitím ortézy, a doporučili kinesio taping jako jednu z doplňkových metod rehabilitace a prevence zranění.

Studie autorů Vithoulka, Beneka, Malliou, Aggelousis, Karatsolis a Diamantopoulos (2010) se zabývala vlivem kinesio tapingu na změnu síly m. quadriceps femoris při excentrické nebo koncentrické kontrakci. Výsledky hodnot peak torque ukazují statisticky významný rozdíl při excentrické kontrakci, zatímco při koncentrické aktivitě tento rozdíl statisticky významný není. Autoři studie označují kinesio taping jako regulátor svalového tonu, přestože významnost rozdílů je pouze u výsledků excentrické kontrakce, která následovala za koncentrickou aktivitou. Pro porovnání uvádím studii autorů Chang, Chou, Lin, J., Lin, Ch. a Wang (2008), kteří ve své práci porovnávali vliv kinesio tapingu předloktí na sílu stisku ruky u zdravých atletů. Měření probíhalo pomocí dynamometru. Ve výsledcích své studie poukazují, že rozdíl výsledků získaný při porovnání síly stisku ruky aplikací kinesio tapingu, placebo kinesio tapingu a bez kinesio tapingu je statisticky nevýznamný. Kinesio taping nemá dle autorů vliv na změnu svalové síly. Autoři tvrdí,

že kinesio taping má vliv na změnu propriocepce, která je daná stabilizací kloubu a změnou aferentace. U sportů, kde je třeba přesnost a síla stisku ruky, jako např. střelba, může aplikace kinesio tapingu přispět k lepším sportovním výkonům. Autoři studie jsou si vědomi, že porovnání změny síly stisku ruky bylo při krátkodobé aplikaci kinesio tapingu. Všechny tyto studie porovnávali okamžitý efekt kinesio tapingu a práce zabývající se dlouhodobým účinek kinesio tapingu chybí.

Uvedené studie se ve svých závěrech rozcházejí, podíl na tom může mít řada faktorů, které mohly ovlivnit i naši studii. Jedním z těchto faktorů může být menší počet probandů v obou dvou skupinách. Ve většině těchto studií byla navíc i skupina s placebo kinesio tapingem, která v naší studii chyběla. Při porovnání s uvedenými studiemi musíme brát v úvahu, že studie se zabývají hodnocením kinesio tapingu na dolních končetinách nebo na sílu stisku ruky, žádná se nevěnuje změnám síly zevních a vnitřních rotátorů ramene po aplikaci kinesio tapingu. Rozdíl mezi studiemi může být dán i Použitím různých typů izokinetických přístrojů.

Výsledky goniometrie zevní a vnitřní rotace ramenního kloubu uvedené výše ukazují statisticky významné rozdíly ve skupině volejbalistek, v kontrolní skupině i mezi těmito dvěma skupinami.

Na Grafu 13 vidíme, že změna hodnot goniometrie vnitřní rotace je u obou skupin podobná, ale ve skupině volejbalistek je více statisticky významných rozdílů. Počáteční velikost vnitřní rotace volejbalistek je mnohem menší než u kontrolní skupiny.

Graf 14 nám zobrazuje průběh goniometrie zevní rotace, který se mezi skupinami neliší, ale stejně jako u výsledků vnitřní rotace, tak i zde nacházíme více statisticky významných rozdílů ve skupině volejbalistek. Počáteční velikosti rozsahu pohybu zevní rotace jsou u obou skupin na podobných hodnotách.

Porovnáním velikosti rozsahu pohybu zevní a vnitřní rotace (Graf 13, 14), zjistíme, že vnitřní rotace dosahuje mnohem menších hodnot než zevní rotace. Tyto výsledky jsou v souladu se studiemi, které se zabývaly rozdílem goniometrie mezi rotacemi ramenního kloubu (Baltaci & Tunay, 2004; Baltaci, Johnson, & Kohl, 2000 in Baltaci & Tunay, 2004). Domnívám se, že tento rozdíl je výrazně ovlivněn svalovou nerovnováhou mezi rotátory ramene, která může být jednou z příčin instability hlavice humeru. Jejím důsledkem je pak nižší vnitřní rotace. Jako důvod zvýšení zevní rotace se považuje laxicita vaziva glenohumerálního kloubu. Při pohybu horní končetiny s vyšší zevní rotací a nižší vnitřní rotací vzniká adaptace, která vede k protažení přední strany kloubního pouzdra a ztenčení

zadní strany pouzdra. Výsledkem těchto změn je výraznější omezení vnitřní rotace (Bigliani, Codd, Connor, Levine, Littlefield, & Hershon, 1997 in Baltaci & Tunay, 2004; Baltaci, Johnson, & Kohl, 2000 in Baltaci & Tunay, 2004).

Z grafu průběhu goniometrie zevní i vnitřní rotace (Graf 13, 14) můžeme odečíst, že po odstranění kinesio tapingu došlo ve skupině volejbalistek ke snížení hodnot zevní i vnitřní rotace. Domnívám se, že tento výrazný pokles velikosti rozsahu obou pohybů může být jednou z příčin poranění ramenního kloubu. Protože po dobu aplikace kinesio tapingu v oblasti ramenního pletence dochází ke zvýšení stability kloubu, ačkoliv toto zvýšení je z určité míry zapříčiněno psychikou. Po aplikaci kinesio tapingu probandky cítily větší jistotu a stabilitu ramenního kloubu, ačkoliv potíže s instabilitou ramenního kloubu neuváděly. Po 5 dnech, kdy jsme u všech probandek kinesio taping přelepovali, udávaly probandky, že během prvního a druhého dne po první aplikaci vnímaly větší stabilitu, ale s přibývajícím dnem se tyto pocity změnily spíše na nepříjemné. Odstranění kinesio tapingu vítaly probandky s příjemným pocitem úlevy. Se snížením účinku kinesio tapingu vlivem snížení jeho elasticity došlo také ke snížení pocitu stability ramenního kloubu. Odlepení kinesio tapingu vede ke snížení stability a většímu riziku poranění některé ze struktury kloubu. Proto si myslím, že u sportovců bychom se vždy měli zamyslet nad aplikací kinesio tapingu, abychom předešli možnému poranění pohybového aparátu. Zejména svalová nerovnováha, která je u volejbalistů a ostatních sportovců velice častá, přispívá k poškození ramenního kloubu. Kinesio taping považujeme pouze za doplňkovou metodu fyzioterapie, proto pokud se rozhodneme u některého pacienta k jeho aplikaci, měla by být tady metoda vždy v návaznosti na terapii daného segmentu, který chceme zatepovat. Samostatná aplikace bez předchozí terapie by mohla vést k poškození struktur pohybového aparátu, hlavně po jeho odstranění, jak ukazují výsledky naší studie.

## **8.1 Omezení výzkumu**

V této části diskuze bych se ráda kriticky zamyslela nad metodikou a praktickou částí diplomové práce.

Se současným rozšířením poznatků si myslím, že pro úplnost výsledků a porovnání dlouhodobého efektu kinesio tapingu, by bylo dobré, kdyby se praktická část měření daných parametrů rozšířila o měření síly zevních a vnitřních rotátorů ramene a rozsahu pohybu rotací ramene po několika dnech po odstranění kinesio tapingu. Jelikož jak ukazuje grafické znázornění goniometrie rotací (Graf 13, 14) došlo po odlepení kinesio tapingu k výraznému

poklesu naměřených hodnot. Na základě této změny předpokládáme vyšší riziko poranění struktur ramenního kloubu.

Možným vysvětlením výsledků, proč nedošlo k úpravě svalové síly a k rovnováze svalů zevní a vnitřní rotace je nedostatečná aferentní stimulace. Jednou z možností jak bychom mohli zvýšit tuto aferentaci je doplnit ji o další aplikaci kinesio tapingu. Můžeme uvažovat nad tonizační aplikací kinesio tapingu na m. teres minor, pro zvýšení aktivity zevních rotátorů, a nad detonizační aplikací kinesio tapingu na m. latissimus dorsi, pro snížení aktivity primárních vnitřních rotátorů. Myslím si, že další aplikace elastických pásek by mohla přinést spíše negativní výsledky, protože u některých probandů byl kinesio taping vnímám nepříjemnými pocity, jak popisují výše.

Proto bych se více přiklonila k možnosti doplnit praktickou část o terapii, která by vedla ke snížení nerovnováhy mezi zevními a vnitřními rotátory ramenního kloubu. Mohly bychom tak porovnat kinesio taping jako doplňující fyzioterapeutickou metodu a možnou prevenci proti přetížení ramenního kloubu a jeho poranění.

Předností izokinetických přístrojů je snadná a bezpečná realizace cvičení u širokého spektra osob. Tyto přístroje se vyznačují vysokou reliabilitou a obsahovou validitou vzhledem k výkonnosti svalů. Tyto přednosti však bývají zpochybňovány a zároveň se poukazuje na nedokonalost přístrojů vzhledem k produkci izokinetické síly v celém rozsahu pohybu. Zpochybňován bývá také přenos tréninkových efektů do sportovních výkonů vzhledem k malé specifčnosti cvičení i tím i přínos pro tréninkovou praxi. Výhodou přístroje je vysoká přizpůsobivost individuálních parametrů probandů- automatické nastavení správné polohy pro měření s maximální přesností a hodnot dynamometru. Za výhodu přístroje považujeme biofeedback, tedy zobrazení aktuálního výkonu testované osoby na display (unknown, 2009-2012). Nevýhodou pro naši studii bylo, že jsme jako první prováděli měření zevní a vnitřní rotace ramenního kloubu na tomto přístroji, a chyběli nám zkušenosti s nastavováním a manipulací přístroje. Předchozí využití přístroje bylo pouze na měření izokinetické síly na dolních končetinách.

K potvrzení nebo vyvrácení našich výsledků je třeba dalších studií.

## 9 ZÁVĚR

Hlavním cílem předkládané práce, kde jsme zkoumali vliv kinesio tapingu na sílu a rozsah pohybu zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu, byla objektivizace jeho účinků a přenesení jeho aplikace do klinické praxe. Dosavadní studie týkající se této problematiky jsou nedostačující. Ty, které máme k dispozici, se zabývají vlivem kinesio tapingu na změnu síly, propiocepce a ovlivnění bolesti na dolních končetinách nebo změnu zapojení svalů na horních končetinách. Ve většině případů se tyto studie liší v metodice, skupinou probandů a rozcházejí se ve výsledcích.

Diplomová práce byla zaměřena na dlouhodobý a krátkodobý účinek kinesio tapingu na změnu síly a rozsahu pohybu zevních a vnitřních rotátorů ramene. Do studie byly zahrnuty dvě skupiny probandek- volejbalistky a kontrolní skupina, která neměla podobné zatížení horní končetiny jako volejbalistky. Tyto dvě rozdílné skupiny byly vybrány, abychom porovnali efekt kinesio tapingu u těchto dvou odlišných skupin.

Na základě výzkumných otázek a získaných výsledků můžeme zhodnotit změny daných parametrů po aplikaci kinesio tapingu.

- Při hodnocení parametrů peak torque a total work vnitřní rotace jsme zjistili, že po aplikaci kinesio tapingu m. pectoralis major došlo u skupiny volejbalistek ke zvyšování těchto hodnot, a to i po jeho odstranění. U kontrolní skupiny se velikosti obou parametrů mírně snížily. Při porovnání rozdílů výsledků mezi skupinami došlo ke statisticky významným rozdílům. Protože jsme kinesio taping na m. pectoralis major aplikovali detonizačně, předpokládali jsme, že dojde ke snížení hodnot obou těchto parametrů, což se nám potvrdilo pouze u kontrolní skupiny.
- Aplikací kinesio tapingu na m. infraspinatus jsme očekávali, že tonizací docílíme zvýšení hodnot parametrů peak torque a total work zevní rotace. Z výsledků vyplývá, že k mírnému zvýšení velikosti těchto parametrů došlo pouze u kontrolní skupiny, zatímco u skupiny volejbalistek se po aplikaci kinesio tapingu hodnoty parametrů nejprve snížily a po jeho odstranění zase zvýšily. Porovnáním výsledků jsme nenašli žádný statisticky významný rozdíl v jednotlivých skupinách a ani mezi těmito skupinami.



- V porovnání hodnot obou skupin velikosti parametrů peak torque a total work byly vždy nižší u kontrolní skupiny. U obou skupin byly vyšší hodnoty vnitřní rotace než zevní rotace.
- Po aplikaci kinesio tapingu došlo u obou skupin ke zvýšení rozsahu pohybu v obou směrech. Reakce na aplikaci kinesio tapingu byla výraznější u vnitřní rotace, kde po jeho odstranění bylo strmější snížení hodnot goniometrie, které jsme pozorovali u obou skupin.
- Oproti předchozím parametrům byly hodnoty velikosti goniometrie zevní i vnitřní rotace nižší u skupiny volejbalistek.

Závěrem můžeme říci, že kinesio taping jako doplňková metoda fyzioterapie má vliv na změnu síly a rozsah pohybu zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu. Tato změna nevede ke snížení svalové dysbalance mezi zevními a vnitřními rotátory ramenního kloubu.

## 10 SOUHRN

Teoretická část vychází z poznatků o anatomii, kinesiologii a biomechanice ramenního pletence horní končetiny a shrnuje dostupné informace o principech a účincích kinesio tapingu a možnosti jeho využití. Tato část diplomové práce nabízí srovnání dříve publikovaných studií týkající této problematiky.

Výzkumná část se zabývá dlouhodobým a krátkodobým účinkem kinesio tapingu na změnu síly a rozsah pohybu zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu. Snahou bylo ozřejmění vlivu kinesio tapingu v oblasti ramenního pletence u skupiny volejbalistek a kontrolní skupiny a provést porovnání jednotlivých skupin a následně i skupin mezi sebou. Důvodem bylo zhodnotit tuto doplňkovou metodu fyzioterapie, která se v posledních letech stále více rozšiřuje nejen do oblasti sportu a rehabilitace.

Studie byla provedena na 28 probandech ženského pohlaví, kteří byli rozděleni do dvou skupin. Na skupinu volejbalistek zahrnující 14 aktivních hráček a kontrolní skupinu zahrnující 14 dívek. Tyto dvě skupiny byly vybrány pro porovnání efektu kinesio tapingu u dvou odlišných skupin, protože probandky kontrolní skupiny neměly takové zatížení horní končetiny jako volejbalistky. Měření probíhalo u obou skupin ve dvou etapách. Při prvním pokusu se provedlo měření goniometrie a izokinetické dynamometrie (peak torque a total work) zevní a vnitřní rotace bez kinesio tapingu a následně po aplikaci kinesio tapingu. Kinesio taping jsme aplikovali do oblasti ramenního pletence, detonizačně na vnitřní rotátory a tonizačně na zevní rotátory. U všech probandek se po 5 dnech musel kinesio taping přelepit, protože v průběhu 3-5 dní dochází ke snižování jeho elasticity a jeho účinku.

Druhý pokus proběhl po 7 dnech od první aplikace kinesio tapingu. Při druhém pokusu se uskutečnilo měření goniometrie a izokinetické dynamometrie (peak torque a total work) zevní a vnitřní rotace ramenního kloubu s kinesio tapingem a po jeho odstranění.

Po detonizační aplikaci kinesio tapingu na m. pectoralis major došlo k rozdílným výsledkům peak torque a total work vnitřní rotace. U skupiny volejbalistek se tyto hodnoty zvýšily a u kontrolní skupiny naopak snížily. Mezi těmito dvěma skupinami byl statisticky významný rozdíl. Statisticky významný rozdíl jsme našli při porovnání výsledků pouze ve skupině volejbalistek. Při porovnání rozdílu výsledků hodnot peak torque a total work zevní rotace skupiny volejbalistek i kontrolní skupiny nebyl statisticky významný rozdíl v jednotlivých skupinách ani mezi těmito dvěma skupinami. Po aplikaci kinesio tapingu došlo u obou skupin ke zvýšení rozsahu pohybu v obou směrech. Reakce na aplikaci kinesio tapingu byla výraznější u vnitřní rotace, kde po jeho odstranění bylo strmější snížení hodnot

goniometrie, které jsme pozorovali u obou skupin. Tento výsledek ukazuje, že po odstranění kinesio tapingu je větší riziko poškození některé ze struktur ramenního kloubu.

## 11 SUMMARY

The theoretical part is based on the knowledge of anatomy, kinesiology and biomechanics of cingulum membri superioris (shoulder girdle) and summarises the available information about the principles and effects of kinesio taping and its ways of use. This part of the Master's Thesis compares the previously published studies on this problematics.

The empirical part pursues the long-term as well as short-term effect of the kinesio taping on a change of strenght and extent of move of the internal and external shoulder joint rotators. The thesis tries to elucidate an effect of the kinesio taping in the cingulum membri superioris area within a group of the volleyball players and a control group, and to compare every group and the groups among themselves. The reason of this was to evaluate this additional physiotherapy method, which has been spreading recently not only in the field of sports and rehabilitation.

The study was carried out on 28 women probands who were split into two groups. A group of the volleyball players which included 14 active players and a control group which included 14 girls. These two groups were chosen to compare the kinesio taping effect in two different groups because the probands of the control group did not have such strain of the upper limb as the volleyball players did. The testing was carried out in both groups in two stages. The measure of the goniometry and isokinetic dynamometry (peak torque and total work) of the external and internal rotation without kinesio taping and subsequently after application of the kinesio taping was carried out within the first test. Kinesio taping was applied into the area of the cingulum membri superioris, on the internal rotators detonization way and on the external rotators the tonization way. The kinesio taping had to be refixed by every proband in 5 days because its elasticity and effect was decreasing within 3-5 days.

The second test was done 7 days after the first kinesio taping application. Within the second experiment the measurement of goniometry and isokinetic dynamometry (peak torque and total work) of the external and internal rotation of the shoulder joint was performed, firstly with the kinesio taping and afterwards after its removal.

After the detonizing application of the kinesio taping on m. pectoralis major the different outcomes of the peak torque and total work of the internal rotation were reached. The group of volleyball players reached increased figures in contrary with the control group which reached decreased figures. There was a statistically significant difference between these two groups. The statistically significant difference was found only when comparing the outcomes of the group of the volleyball players. When comparing the outcome difference of the peak

torque and total work of the external rotation of the volleyball player group and the control group there was no statistically significant difference found neither within the groups nor between these two groups. After the kinesio taping application the extent of movement in both directions increased. The reaction on the kinesio taping application was more significant by the internal rotation, where, after its removal, the figures of goniometry decreased abruptly which was observed by both groups. This outcome proves that after the kinesio taping removal, there is higher risk of damaging of some of the shoulder joint structure.

## 12 REFERENČNÍ SEZNAM

- Aktas, G., & Baltaci, G. (2011). Does kinesiotaping increase knee muscle strength and functional performance? *Isokinetic and exercise science*, 19, 149-155.
- Aytar, A., Ozunlu, N., Surenkok, O., Baltaci, G., Oztop, P., & Karatas, M. (2011). Initial effect of kinesio taping in patients with patellofemoral pain syndrome: A randomized, double-blind study. *Isokinetic and exercise science*, 19, 135-142.
- Baltaci, G., & Tunay, V. B. (2004). Isokinetic performance at diagonal pattern and shoulder mobility in elite overhead athletes. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 14, 231-238.
- Baltzopoulos, V., & Brodie, D.A. (1989). Isokinetic dynamometry: Application and limitation. *Sports medicine*, 8, 101-116.
- Bartoníček, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf.
- Bragg, R. W., Macmahon, J. M., Overom, E. K., Yerby, S. A., Matheson, G. O., & Carter, D. R. (2002). Failure and fatigue characteristics of adhesive athletic tape. *Medicine and science in sports and exercise*, 34, 403 – 410.
- Brinckmann, P., Frobin, W., & Leivseth, G. (2000). *Musculoskeletal biomechanics*. New York: Thieme.
- Brown, L. E. (2000). *Isokinetics in human performance*. Champaign: Human kinetics.
- Cailliet, R. (1991). *Shoulder pain*. Philadelphia: F. A. Davis Company.
- Castro, W., & Jerosch, J. (2001). *Examination and diagnosis of musculoskeletal disorders*. New York: Thieme.
- Clarkson, H. M. (2000). *Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength*, Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins.
- Clarkson, H. M. (2005). *Joint motion and function assessment: A research-based practical guide*. Philadelphia: Lippincot Williams & Wilkins.
- Cutti, A. G., & Veeger, H. E. J. (2009). Shoulder biomechanics: today's consensus and tomorrow's perspectives. *Medical and biological engineering*, 47, 463-466.
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada.
- Doležalová, R., & Pětivlas, T. (2011). *Kinesiotaping pro sportovce*. Praha: Grada Publishing.

- Dvir, Z. (2004). *Isokinetics: muscle testing, interpretation, and clinical applications* (2nd ed.). Philadelphia: Churchill Livingstone Elsevier.
- Dvořák, R. (2005). Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 12-17.
- Dutton, M. (2011). *Orthopaedics for the physical therapist assistant*. Sudbury: Jones & Bartlett Learning.
- Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Flandera, S. (2010). *Tejpování a kinesio-tejpování, prevence a korekce poruch pohybového aparátu, příručka pro maséry a fyzioterapeuty*. Olomouc: Poznání.
- Frankle, M. A. (2008). *Rotator cuff deficiency of the shoulder*. New York: Thieme.
- Fu, T. Ch, Wong, A., Pei, Y. Ch., Wu, K. P., Chou, S. W., & Lin, Y. Ch. (2008). Effect of kinesio taping on muscle strength in athletes - a pilot study. *Journal of science and medicine in sport*, 11, 198-201.
- Fusco, A., Foglia, A., Musarra, F., & Testa, M. (2007). *The shoulder in sport: management, rehabilitation and prevention*. Philadelphia: Churchill Livingstone Elsevier.
- Garcia-Muro, F., Rodriguez-Fernandez, A., & Herrero-de-Lucas, A. (2010). Treatment of myofascial pain in the shoulder with kinesio taping. A case report. *Manual therapy*, 15, 292-295.
- Golebiewska, J. A., & Mastaperz, A. (2008). Isokinetic muscle torque glenohumeral station in dominant and nondominant limbs. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 10, 69-73.
- Halseth, T., Mc Chesney, J. W., De Beliso, M., Vaughn, R., & Lien, J. (2004). The effect of kinesio taping on proprioception at the ankle. *Journal of sports science and medicine*, 3, 1-7.
- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2003). *Biomechanical basic of human movement* (2nd ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Hammer, W. I. (2007). *Functional soft-tissue examination and treatment by manual methods* (3rd ed.). Sudbury: Jones and Bartlett Publishers.
- Herrington, L. (1998). Glenohumeral joint: internal and external station range of motion in javelin throwers. *British journal of sports medicine*, 32, 226-228.

- Hsu, Y. H., Chen, W. Y., Lin, H. Ch., Wang, W., & Shih, Y. F. (2009). The effect of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball player with shoulder impingment syndrome. *Journal of electromyography and kinesiology*, 19, 1092-1099.
- Huang, T. F., Wei, S. H., Jung- Chi, Ch., Hsu, M. J., & Chang, H. Y. (2005). Isokinetic evaluation of shoulder internal and external rotators concentric strength and endurance in baseball players: Variations from pre-pubescence to adulthood. *Isokinetics and exercise science*, 13, 237-241.
- Chang, H. Y., Chou, K. Y., Lin, J. J., Lin, Ch. F., & Wang, Ch. H. (2010). Immediate effect of forearm kinesiio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Physical therapy in sport*, 11, 122-127.
- Janda, V., & Pavlů, D. (1993). Goniometrie. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.
- Janura, M., Míková, M., Krobot, A., & Janurová, E.(2004). Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1, 33-39.
- Johnson, J. (2007). *Treat your own rotator cuff*. Indianapolis: Dog Ear Publishing.
- Kahanov, L. (2007). Kinesio taping: an overview of use with athletes, part I. *International journal of athletic therapy and training*, 12.
- Kapandji, A. I. (2007). *The physiology of the joints. Volume one – The upper limb* (6th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Kase, K. (2003). *Kinesio taping perfect manual, amazing taping therapy to eliminace pain and muscle disorders*. Albuquerque, N. M.: Kinesio USA.
- Kase, K. (2003). *Clinical therapeutic application of the kinesio taping method* (2nd ed.). Albuquerque, N. M.: Kinesio Taping Asociation.
- Kaya, E., Zinnuroglu, M., & Tugcu, I. (2010). Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingment syndrome. *Clinical rheumatology*, 2, 201-207.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Land, H., & Gordon, S. (2011). What is normal isokinetic shoulder strength or strength ratios? A systematic review. *Isokinetics and exercise science*, 19, 231-241.



- Lee, B. S., Kim, K. J., O'Driscoll, S. W., Morrey, B. M., & An, K. N. (2000). Dynamic glenohumeral stability provided by the rotator cuff muscles in the mid-range and end-range of motion: study in cadavera. *The journal of bone and joint surgery*, 82, 849-857.
- Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2000). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign: Human kinetics.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně* (5th ed.). Praha: Sdělovací technika.
- Lugo, R., Kung, P., & Maa, C. B. (2008). Shoulder biomechanics. *European journal of radiology*, 68, 16- 24.
- Maffulli, N. (2011). *Rotator cuff tears*. Basel: Karger.
- Magee, D. J. (2008). *Orthopedic physical assessment* (4th ed.). Philadelphia: Saunders.
- Manske, R. C. (2006). *Postsurgical orthopedic sports rehabilitation: knee & shoulder*. St. Louise, Missouri: Mosby-Elsevier.
- Margheritini, F., & Rossi, R. (2011). *Orthopedic sports medicine: principles and practice*. London: Springer.
- Mayer, M., & Smékal, D. (2005). Syndromy bolestivého a dysfunkčního ramene: role krátkých represorů hlavice humeru. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 68-71.
- McFarland, E. G., & Kim, T. K. (2006). *Examination of shoulder: the complete guide*. New York: Thieme.
- McGinnis, P. M. (1999). *Biomechanics of sports and exercise*. Champaign: Human kinetics.
- Muscolino, J. E. (2011). *Kinesiology: the skeletal systém and muscle function* (2nd ed.). St Louis: Mosby-Elsevier.
- Niederbracht, Y., & Shim, A. (2008). Concentric internal and eccentric external fatigue resistance of the shoulder rotator muscles in female tennis players. *North american journal of sports physical therapy*, 3, 89-94.
- Nobuhara, K. (2003). *The shoulder: its fiction and clinical aspects*. Singapore: Mainland Press.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal systém* (3rd ed.). Maryland, Md.: Lippincott Williams & Wilkins.

- Oatis, C. A. (2009). *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement* (2nd ed.). Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- O'Sullivan, D., & Bird, S. P. (2011). Utilization of kinesiio taping for fascia unloading. *International journal of athletic therapy and training*, 16, 21-27.
- Osterhues, D. J. (2004). The use of kinesiio taping in the management of traumatic patella dislocation. A case study. *Physiotherapy theory and practise*, 20, 267-270.
- Roush, J. R., Kitamura, J., & Waits, M. Ch. (2007). Reference values for the closed kinetic chain upper extremity stability test for collegiate baseball players. *North american journal of sports physical therapy*, 2, 159-163.
- Roy, J. S., Moffet, H., McFadyen, B. J., & McDermid, J. C. (2010). The kinematics of upper extremity reaching: a reliability study on people with and without shoulder impingement syndrome. *Sports medicine, arthroscopy, rehabilitation, therapy & technology*, 2, 2-12.
- Shultz, S. J., Houglum, P. A., & Perrin, D. H. (2005). *Examination of musculoskeletal injuries*. (2nd ed.), Champaign: Human kinetics.
- Schünke, M., Ross, L., & Schulte, E. (2006). *Atlas of anatomy: general anatomy and musculoskeletal system*. New York: Thieme.
- Smékal, D. (1999a). Problematika vyšetřování pletence ramenního - část I. *Refor*, 10 (3), 56-66.
- Smékal, D. (1999b). Problematika vyšetřování pletence ramenního - část II - dokončení. *Refor*, 10 (4), 69-81.
- Spencer, P. (2011). *Measurements*. Retrieved 17. 4. 2012 from the World Wide Web: <http://www.isokinetics.net/isokinetics/key-concepts/measurments.html>
- Stickley, Ch. D., Hetzler, R. K., Freemyer, B. G., & Kimura, I. F. (2008). Isokinetic peak torque ratio and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes. *Journal of athletic training*, 43, 571-577.
- Thelen, M. D., Dauber, J. A., & Stoneman, P. D. (2008). The clinical efficacy of kinesiio tape for shoulder pain: a randomized, double- blinded, clinical trial. *Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 38, 389-395.
- Thibodeau, G., & Patton, K. (2007). *Anatomy & physiology* (6th ed.). St. Louise, Missouri: Mosby-Elsevier.

- Unknown (2009-2012). *Izokinetická dynamometrie- o metodě*. Retrieved 17. 4. 2012 from the World Wide Web: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/poloka-menu-3/o-metod>
- Van De Graaf, K. M. (2000). *Human anatomy* (5th ed.). Boston: McGraw-Hill.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie* (2nd ed.). Praha: Triton.
- Vithoulka, I., Beneka, A., Malliou, P., Aggelousis, N., Karatsolis, K., & Diamantopoulos, K. (2010). The effects of kinesio-taping on quadriceps strength using isokinetic exercise in healthy non athlete women. *Isokinetics and exercise science*, 18, 1-6.
- Wang, H. K., & Cochrane, T. (2001). Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes. *The journal of sports medicine and physical fitness*, 41, 403-410.
- Wang, H. K., & Macfarlane, A. (2000). Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *British journal of sports medicine*, 34, 39-43.
- Wilk, K. E., Reinold, M. M., & Andrews, J. R. (2009). *The athlete's shoulder* (2nd ed.). Philadelphia: Churchill Livingstone Elsevier.
- Yoshida, A., & Kahanov, L. (2007). The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions. *Research in sports medicine*, 15, 103-112.
- Zajt-Kwiatkowska, J., Rajkowska-Labon, E., Skrobot, W., Bakula, S., & Szamotulska, J. (2007). Application of kinesio taping for treatment of sports injuries. *MedSportpress*, 13, 130-134.
- Zatsiorsky, V. M. (1998). *Kinematics of human motion*. Champaign: Human kinetics.
- Zheng, N., Fleisig, G. S., & Andrews, J. R. (1999). Biomechanics and injuries of the shoulder during throwing. *Human kinetics*, 4, 6-10.

## **13 PŘÍLOHY**

13. 1 Informovaný souhlas

13. 2 Souhlas etické komise

### **13.1 Informovaný Souhlas**

#### ***VLIV KINESIO TAPINGU NA SÍLU ZEVNÍCH A VNITŘNÍCH ROTÁTORŮ RAMENNÍHO KLOUBU***

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii.
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.
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. S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.
6. Porozuměl 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 fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

## 13.2 Souhlas etické komise



**Fakulta tělesné kultury  
Univerzity Palackého  
tř. Míru 115  
OLOMOUC**

### **Vyjádření Etické komise FTK UP**

**Složení komise:** PhDr. Dana Šterbová, Ph.D. - předsedkyně  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
Mgr. Erik Sigmund, PhD.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.  
Mgr. Ondřej Ješina

Na základě žádosti ze dne 3. 1. 2011 byl projekt diplomové práce autorky **Bc. Evy Kratochvílové** s názvem

### **Vliv kineziotapingu na sílu zevních a vnitřních rotátorů ramenního kloubu**

schvalen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 13/2011  
dne: 21.3.2011.

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.**

razítko fakulty

za EK FTK UP  
PhDr. Dana Šterbová, Ph.D.  
předsedkyně