

MASARYKOVA UNIVERZITA
Fakulta sportovních studií

Dagmar Moc Králová, Jana Řezaninová

Vliv Kinesio Taping® Method na svalovou činnost



Brno 2015

Všechna práva vyhrazena. Žádná část této elektronické knihy nesmí být reprodukována nebo šířena v papírové, elektronické či jiné podobě bez předchozího písemného souhlasu vykonavatele majetkových práv k dílu, kterého je možno kontaktovat na adrese – Nakladatelství Masarykovy univerzity, Žerotínovo náměstí 9, 601 77 Brno.

Recenzovali:

doc. PhDr. Petr Kutáč, Ph.D.

MUDr. Hana Liščáková

© 2015 Dagmar Moc Králová, Jana Řezaninová

© 2015 Masarykova univerzita

ISBN 978-80-210-8088-1

OBSAH

ÚVOD	4
1 Význam vyšetření pohybového aparátu před aplikací Kinesio Taping® Method	7
1.1 PŘÍKLAD TEORETICKÝCH ZNALOSTÍ NUTNÝCH PRO VYŠETŘENÍ SPORTOVců S NADMĚRNOU ZÁTĚŽÍ PLETENCE RAMENNÍHO	11
1.1.1 SVALOVÉ ŘETĚZCE HORNÍ KONČETINY DLE VÉLEHO	12
1.1.2 MYOFASCIÁLNÍ MERIDIÁNY HORNÍ KONČETINY DLE MYERSE	16
2 Vliv Kinesio Taping® Method na jednotlivé tkáně lidského těla	19
2.1 EFEKT NA KŮŽI A FASCIE	20
2.2 EFEKT NA KREVŇÍ A LYMFATICKÉ ŘEČIŠTĚ	22
2.3 EFEKT NA SVALOVOU TKÁŇ A STABILIZACI KLOUBU	24
3 Hodnocení svalové činnosti	26
3.1 LIMITY MĚŘENÍ SVALOVÉ SÍLY A VARIABILITA ORGANIZMU	27
4 Vliv směru tahu pásky na rozsah pohybu a nervosvalovou facilitaci	29
4.1 VÝZKUMNÝ PROBLÉM A OTÁZKY	31
4.2 Vliv aplikace KINESIO TAPING® METHOD NA ÚHEL MAXIMÁLNÍHO MOMENTU SÍLY	33
4.2.1 INHIBIČNÍ SVALOVÁ TECHNIKA	35
4.2.2 FACILITAČNÍ SVALOVÁ TECHNIKA	37
4.3 Vliv aplikace KINESIO TAPING® METHOD NA ROZSAH POHYBU	39
4.3.1 INHIBIČNÍ SVALOVÁ TECHNIKA	40
4.3.2 FACILITAČNÍ SVALOVÁ TECHNIKA	42
5 Diskuze	45
5.1 EFEKT KINESIO TAPING® METHOD	45
5.2 MĚŘENÍ SVALOVÉ ČINNOSTI	49
5.3 MOŽNOSTI MĚŘENÍ ČINNOSTI EFERENTNÍ DRÁHY	50
5.4 VÝBĚR VHODNÝCH PARAMETRŮ PŘI TESTOVÁNÍ	51
5.5 INSTRUKTÁŽ V PRŮBĚHU TESTOVÁNÍ	53
5.6 LIMITUJÍCÍ ASPEKTY PRÁCE	55
ZÁVĚR	57
ZÁVĚRY K FORMULOVANÝM VÝZKUMNÝM OTÁZKÁM A HYPOTÉZÁM	58
SEZNAM LITERATURY	62
SEZNAM ZKRATEK	69
SEZNAM OBRÁZKŮ	70
SEZNAM TABULEK	71
RESUMÉ	72

ÚVOD

Dagmar Moc Králová

V dnešní době se setkáváme se stále větším množstvím rozdílných pohybových disciplín. Sport se vzhledem k celosvětové osvětě stává dostupnějším, a to včetně sportů adrenalinných. Na vrcholovou úroveň se dostávají sportovci, kteří mají to štěstí, že splní všechny podmínky dnešní doby. Stále aktuálnější je otázka výběru talentované mládeže dle předpokladů pro jednotlivé disciplíny. Jejich vrcholová, výkonnostní i rekreační úroveň se mísí na pravidelně či nárazově se konajících akcích. Tento trend vyžaduje fyzickou náročnost a nese s sebou i nebezpečí a riziko sportovních úrazů, které se vyskytují stále častěji (Handl & Davis, 2004, p. 12).

V ordinaci fyzioterapeuta přibývají pacienti s chronickými potížemi pohybového aparátu. Udává se, že jednou z příčin těchto potíží je nedostatek pohybu a sedavé zaměstnání. Další skupinou pacientů jsou naopak lidé, kteří mají pohybu nadměru. Patří sem sportovci trpící úrazy z přetížení. Ty vznikají opakovaným vystavováním svalů a jejich úponů mikrotraumatizačním procesům.

V praxi se můžeme setkat s poruchou držení těla a neuspořádanými hybnými vzorci, které jsou pomocí zpětné vazby hlášeny do centrálního nervového systému a ukládají se do tělesného schématu jako špatná informace. Jednou z hlavních příčin vyšší frekvence výskytu zranění nejen ve sportu je nerovnovážné dráždění receptorů v našem organismu. To vede k poruchám v neuronálních spojovacích vzorcích centrální nervové soustavy a nedostatečné spontánní aktivaci vrozených hybných programů. Jedinec pak nemá k dispozici odpovídající hybné vzorce, a navíc ztrácí variabilitu v provedení jednotlivých pohybových úkonů (Orth, 2009, p. 25–30).

Po individuální fyzioterapii máme pozitivní odezvu od pacienta pouze několik dní. Obzvláště v první fázi nám chybí dlouhodobější efekt, který by podpořil výsledek naší terapie, a zároveň motivoval pacienta k úpravě pohybového stereotypu dle našich instrukcí. Když se tedy objevila Kinesio Taping® Method (KTM), doplnili jsme individuální fyzioterapii o tento způsob léčby. Praxe přináší dobré výsledky, ale pouze pokud se respektují všechna stanovená pravidla. Co nás překvapilo, byla nejednota v názorech na KTM, která v České republice stále převažuje navzdory tomu, že po celém světě jde o významnou a uznávanou metodu. Tento fakt je způsoben nedostatečnou informovaností odborné veřejnosti a velkým množstvím neoriginálních vzdělávacích možností, které KTM dostatečně nevysvětlují.

KTM je stále rozšířenější terapeutickou metodou při poruše rovnováhy myoskeletálního systému, speciálně při sportovním zranění (Garcia-Muro, Rodriguez-Fernandez, & Herrero-de-Lucas, 2010; Zajt-Kwiatkowska, Rajkowska-Labon, Skrobot, Bakula, & Szamotulska, 2007, Cools, Witvrouw, Danneels, & Cambier, 2002).

O lepení pásek vychází stále více publikací dostupných běžné populaci. Většina z nich obsahuje manuál, jak pásky lepit při konkrétních potížích. Bohužel z praxe můžeme říci, že potíže nejsou nikdy totožné, a proto bychom před jakoukoliv aplikací měli klienta řádně vyšetřit. Bez kvalitního vyšetření totiž nefunguje žádná metoda. Dostane-li se metoda do nesprávných rukou, opravdu fungovat nemusí.

Na odborných kurzech zabývajících se výukou konkrétních metod se většinou důkladná diagnostika pohybového aparátu neučí. V tomto ohledu se spolehneme na již dosažené znalosti všech účastníků kurzu. Každý terapeut vychází z jiných znalostí a zkušeností, a proto se při používání terapeutických metod postupuje rozdílně. To ovšem neznamená, že některý z terapeutů postupuje špatně. I terapeuti pracují každý jinak a každý hodnotí klienta po svém. Důležité je, zda terapeuty zajímá výsledek jejich práce, průběh terapie, a zda snaha terapeuta i klienta vede ke společnému cíli.

Cíl může být mnohdy pro terapeuta i klienta rozdílný. Je nutné jít vstříc klientovi a upřímně komunikovat o všech možnostech, které má. Umění kriticky zhodnotit své možnosti (z pohledu terapeuta, lékaře či jiného odborníka, možná i laika) považují v dnešní době nekonečných příležitostí za klíčové.

Někteří autoři označují efekt KTM jako placebo efekt. Placebo efekt je ovšem jedna z nejučinnějších cest, která vede k obnovení rovnováhy v těle a podpoře samoúdravných procesů. Těžko říci, proč tímto efektem mnozí opovrhují, když jde o tu nejčistší možnost, jak dále žít kvalitní život. Z mého pohledu je placebo efekt vlastně označením pro naši víru – víru v uzdravení, v sebe samotného, získání pocitu jistoty. Byla by nesmírná škoda se o tento efekt připravit.

Cílem této publikace není předložit manuál k šablonovité aplikaci barevných pásek, ale podělit se o nejnovější poznatky z užívání Kinesio Taping® Method na svalovou činnost při prevenci poruch pohybového aparátu.

S ohledem na zmíněná úskalí zařazujeme jako první kapitulu Význam vyšetření pohybového aparátu před aplikací Kinesio Taping® Method. Podkapitola 1.1 se soustřeďuje

na vyšetření sportovce s dominantním zatížením horních končetin a uvádí jeden z možných pohledů na vyšetření klienta, který nejprve udává potíže pouze při vysoké sportovní zátěži.

Kapitola Vliv Kinesio Taping® Method na jednotlivé tkáně lidského těla seznamuje s aktuálními poznatky z oficiálních databází včetně databáze Kinesio Taping Association. Shrnujeme zde účinek na povrchové vrstvy kůže a podkoží, dále na fascie, krevní a lymfatické řečiště, i ovlivnění receptorů a možné fyziologické souvislosti.

Kapitola třetí přibližuje úskalí metod, které se snaží účinek KTM potvrdit či vyvrátit, a odkazuje tak na individualitu jedince, respektování názorů a větší toleranci odborných publikací. Reaktivita organismu je totiž velmi složitým procesem, a výsledky studií tak závisí na interpretaci dat. To opět vede k odlišným pohledům.

Ve čtvrté kapitole Vliv směru tahu pásky na ROM a nervosvalovou facilitaci seznamujeme čtenáře s výsledky měření prováděných v letech 2011–13 na Fakultě sportovních studií Masarykovy univerzity v Brně. Kapitola jsme rozdělili na podkapitulu shrnující výzkumné otázky a hypotézy výzkumu, podkapitulu s výsledky aplikace KTM na úhel maximálního momentu síly a podkapitulu o výsledném efektu na rozsah pohybu.

Poslední kapitola se snaží kriticky zhodnotit všechna úskalí našich měření, ale i celkového pohledu na KTM. Poukazujeme na obtížnost objektivního hodnocení svalové činnosti probanda jako biopsychosociální jednotky. Zaměřujeme se na specifika samostatného hodnocení projevu svalové činnosti, na význam výběru vhodných parametrů při testování. Upozorňujeme i na důležitost adekvátní instruktáže probandů v průběhu testování a celkově shrnujeme limity našich měření.

1 Význam vyšetření pohybového aparátu před aplikací Kinesio Taping®

Method

Jana Řezaninová, Dagmar Moc Králová

V této kapitole chceme vyzdvihnout význam vyšetření klienta před samotnou aplikací Kinesio Taping® Method (KTM). Mnohdy se setkáváme s tím, že laik diagnostikuje své potíže velice zjednodušeně či vůbec, a výsledek terapie KTM ovlivňuje náhoda. Proto stručně uvádíme oblasti, kterými bychom se měli při vyšetření zabývat. Potom už záleží na zkušenosti terapeuta, jaké možnosti a testy zvolí, aby léčba byla úspěšná. Není chybou, pokud každý terapeut na podobné obtíže aplikuje jinou techniku KTM. Jde o čistě terapeutovu úvahu. Zároveň bychom ale měli mít respekt ke KTM a pásku ihned sejmout, pokud se potíže po její aplikaci zhorší.

V následující podkapitole se více rozebírá vyšetření pletence ramenního s ohledem na častý výskyt zranění u volejbalistů, s nimiž v praxi pracujeme. U poranění jiných pohybových segmentů je třeba podobným způsobem probrat biomechaniku, analýzu a anatomické zapojení svalů u příslušné pohybové činnosti. Text je pouhým návodem, jak dále postupovat v úvaze o zaměření terapie KTM. Pro lepší orientaci odkazujeme na odborné publikace zahrnující biomechaniku pohybových činností, jejich analýzu a rozbor podle anatomického zapojení svalů.

O Kinesio Taping® Method nelze přemýšlet pouze jako o lepení barevné pásky s cílem podpořit svalovou funkci či hojení. Mnoho trenérů i sportovců se domnívá, že mohou své svěřence či sami sebe tejpovat, aniž by prošli odborným školením. Problém nevidíme v samotné aplikační technice, ta je při zručnosti terapeuta poměrně snadná po absolvování originálních vzdělávacích forem. Úskalí vidíme v samotném vyšetření a terapeutické úvaze, která by měla předcházet samotné aplikaci pásky. Je nutné na potíže klienta pohlížet komplexně. Pro optimální zhojení poraněných struktur je nezbytná správná diagnostika a následná terapie. Je důležité respektovat individualitu klienta, najít zdroj klientových obtíží a mít jeho důvěru. Nedostatečně provedené vyšetření klienta vede často k selhání terapie (Králová & Řezaninová, 2013).

Nezbytnou součástí vstupního vyšetření klienta před aplikací KTM je anamnéza. Ta je v medicíně základním vyšetřením a má zásadní význam i při vyšetřování pohybového systému.

Anamnéza je rozhovor terapeuta s klientem, při kterém terapeut získává informace potřebné k odhalení poruch struktury a funkce a jejich příčiny (Vařeka, 1997). Zaměřujeme se na okolnosti vzniku obtíží (např. prudký pohyb, pozvolný nástup obtíží apod.) a průběh obtíží, zejména na informace týkající se bolesti (noční bolest, souvislost bolesti s pohybem, charakter bolesti, iradiace bolesti atd.). Důležité je přihlídnout k úrazům. Sportovci často považují za úraz pouze děj, který vyvolal bezprostřední bolestivou reakci. V případě úrazu se vždy dotazujeme na mechanismus úrazového děje, zjišťujeme místo vzniku primární bolestivosti a otoku. Podceňují se „drobná“ mikrotraumata a zranění z minulosti (Kolář, 2009). Rozlišujeme bolest prudkou, vystřelující, pálivou, tlakovou bodavou, povrchovou, hlubokou atd. Zásadně posuzujeme, zda je bolest konstantní nebo intermitentní. Pozornost bychom měli věnovat dlouhodobé, trvalé klidové bolesti bez úlevy. Jestliže se bolest mění polohou, uvažujeme spíše o mechanické příčině obtíží (Gross, Fetto, & Rosen, 2005).

Vlastní anamnéza se skládá z osobních dat klienta, jeho současných potíží, kvůli kterým přichází, osobní, rodinné, pracovní a sociální anamnézy. Při vstupním vyšetření je tedy zapotřebí získat od klienta anamnestická data o jeho zdravotním stavu, která dále vyhodnocujeme a posuzujeme vždy v kontextu s dalším klinickým vyšetřením.

Další součástí klinického vyšetření před aplikací KTM by měla být aspekce, palpáce a auskultace. **Aspekce** patří k nejdůležitějším vyšetřením pohybového systému. Lze ji provádět při „statickém“ vyšetření, kdy sledujeme konfiguraci jednotlivých segmentů a kloubů (popřípadě jejich deformace). Při globální aspekci hodnotíme ve stoji postavení kloubu z hlediska celkové postury (např. držení horních končetin vůči tělu, postavení kloubů dolní končetiny v podřepu apod.), lokálně pak konfiguraci vyšetřovaného periferního kloubu, přítomnost otoku, deformit, barvu kůže nad i pod kloubem a vzájemné postavení segmentů proti sobě (např. předloktí a paže). Při vyšetření pohybových stereotypů také sledujeme morfologii (tvar) i konfiguraci (vzájemné postavení) segmentů a kloubů, rozsah a koordinaci pohybu (Vařeka & Vařeková, 2009).

Při **vyšetření aktivním pohybem** testujeme rozsah hybnosti nejen ve smyslu omezení pohybu (hypomobilita), ale i zvětšení pohybu nad fyziologickou normu (hypermobilita). Během vlastního pohybu hodnotíme plynulost pohybu, koordinaci i timing v zapojení jednotlivých svalů. Dále schopnost udržet testovaný segment těla ve správném fyziologickém

postavení bez dalších souhybů, vyváženost svalové aktivity a kompenzační mechanismy projevující se např. iradiací svalové aktivity do vzdálenějších částí pohybového systému (Kolář, 2009).

Ptáme se, zda je přítomna bolest, a to v průběhu celého pohybu, nebo pouze v jeho určitých fázích. Je důležité porovnat pohybový rozsah na obou končetinách.

Jako příklad vyšetření dynamického pohybového stereotypu v ramenním pletenci můžeme uvést stereotyp abdukce paže. Provádí se vsedě. Abdukci paže testujeme oboustranně i jednostranně. Klient plynule abdukuje horní končetinu do 180° a my sledujeme hlavně souhru svalů: m. deltoideus, horní vlákna m. trapezius, dolní fixátory lopatky (m. serratus anterior, dolní vlákna m. trapezius). Při správném stereotypu vidíme na začátku pohybu aktivaci m. deltoideus (dále se aktivuje m. supraspinatus a m. teres minor) a aktivace horních vláken m. trapezius působí pouze stabilizačně.

Existují dvě nejčastější varianty vedoucí k přetížení. V prvním případě pohyb začíná elevací celého pletence ramenního při nedostatečné stabilizaci lopatky (norma 1° rotace lopatky na 10° abdukce v rameni). V případě druhém je abdukce zahájena úklonem trupu s aktivací m. quadratus lumborum. Při pohybu sledujeme také postavení lopatky – jejího vertebrálního okraje k páteři a polohu kaudálního úhlu lopatky.

Při **vyšetření pasivním pohybem** opět posuzujeme rozsah pohybu, přítomnost bolesti či zvukových fenoménů (krepitace, lupání) s vyloučením svalové složky. Rozlišujeme vyšetření pasivních funkčních pohybů a vyšetření kloubní vůle. Dále zjišťujeme relaxační schopnost klienta.

Vyšetření proti odporu zahrnuje izometrickou kontrakci svalů, které pohybují kloubem. Bolest vyvolaná tímto manévrem může vycházet buď ze svalové tkáně nebo ze šlachy příslušného svalu či jeho úponu. Neklademe maximální odpor. Ani vyšetřovaný nepoužívá maximální sílu.

Před aplikací KTM je nutné pohledem zkontrolovat stav kůže, není vhodné KTM aplikovat na poraněnou, podrážděnou nebo ekzematickou kůži. Pohledem zjišťujeme výskyt pigmentových névů, přes které také není vhodné pásku lepit. Aspekci také hodnotíme stav kůže po odstranění pásky, zda nedošlo k lokální alergické reakci pod ní.

Palpačním vyšetřením měkkých tkání před aplikací KTM můžeme ozřejmit místo lokální či přenesené bolesti, výskyt reflexní změny, tuhost svalu či změnu svalového napětí.

Nezbytná je znalost anatomického průběhu svalů a vazů. Palpací zjišťujeme také kožní teplotu nad kloubem a v jeho okolí, citlivost přítomných žizev. Pozor na vyvolání embolizace použitím pásky při akutní trombóze.

Palpační vyšetření je důležité pro terapeutickou rozvahu o uložení pásky, výběr aplikační techniky a dosažení očekávaného výsledku. V případě úrazu aspekci a palpací vyšetříme celé místo poranění.

Auskultaci využíváme u vyšetření kloubů (krepitace, drásoty a lupavé zvuky), peristaltické ozvy (svědčí o motilitě určitého úseku dutých orgánů břišních a při vyšetření respiračního systému).

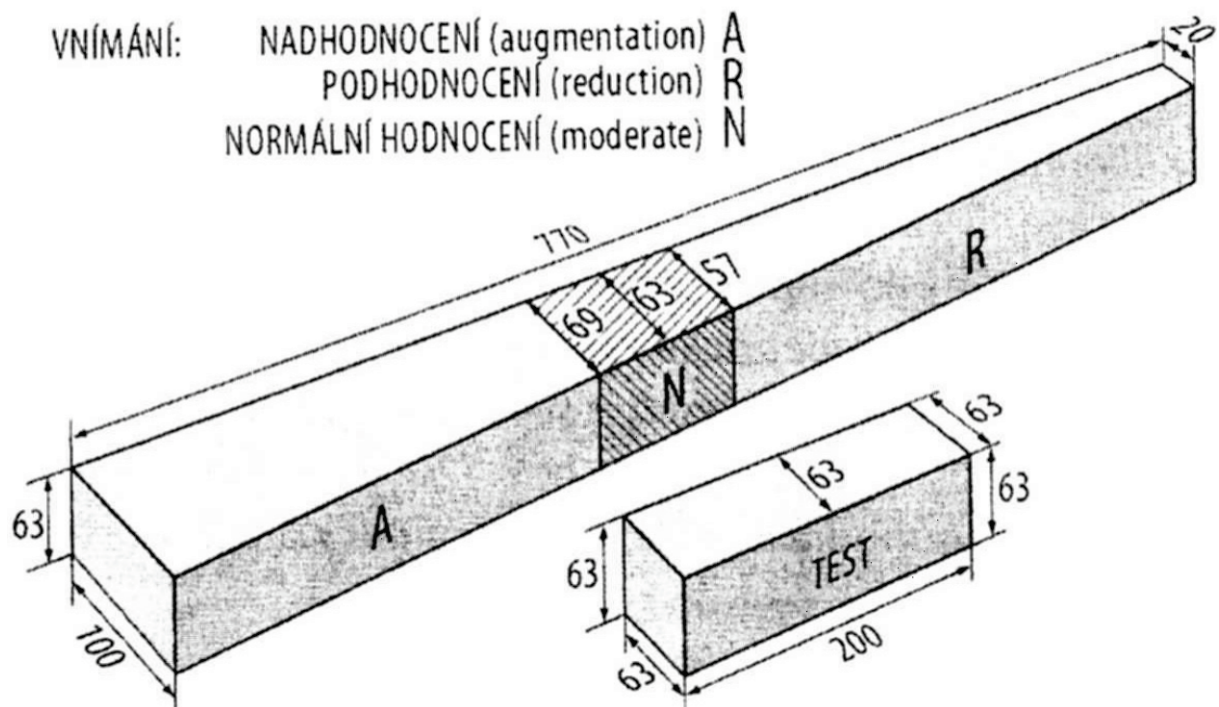
Dále by ve vyšetření neměly být opomíjeny ukazatele kvality řízení pohybového aparátu. Proto bychom měli vždy do vyšetření klienta zařadit některé **testy kortikálních funkcí**. Ty mohou ovlivnit vnímání i sebemenších detailů pohybu. Klienti s vysokou kvalitou kortikálních funkcí mohou efekt KTM vnímat lépe než ti, kteří mají tyto kvality zhoršené nebo je nemají vůbec. Jako příklad testů, které je možné v praxi využít, uvádíme následující příklady:

a) *Vyšetření somatognozie* – hodnocení představy o vlastním těle. Např. klient dostane za úkol, aby při zavřených očích předpažil tak, aby ruce byly drženy nad sebou, a snaží se je dát od sebe na vzdálenost, která odpovídá šířce jeho ramen nebo velikosti chodidla.

b) *Hodnocení kvality propriocepce* – hodnotíme, jak klient vnímá polohu části svého těla: Při zavřených očích nastavíme horní končetinu do vymezené polohy a chceme, aby si tuto polohu zapamatoval. Následně změníme postavení jeho končetiny a klienta vyzveme, aby zaujal původní pozici. Hodnotíme rozdíl v nastavení.

c) *Vyšetření grafestezie* – schopnosti vnímat kontakt se zevním prostředím: Na vybranou oblast těla (plosku nohy, záda atd.) napíšeme písmeno nebo číslici a klient ji musí odečíst.

d) *Test dle Petrie* – psychologický test hodnotící percepční funkci kvantitativně třemi stupni (A – nadhodnocení, N – normální hodnocení, R – podhodnocení): Proband hodnotí vnímání šířky testovacího dřevěného hranolu bez zrakové kontroly jednou rukou, tento rozměr si zafixuje v paměti, potom přeruší palpací a snaží se zapamatovaný rozměr nalézt pohmatem druhé ruky na bloku v podobě čtyřbokého jehlanu opět bez zrakové kontroly (Obr. 1).



Obr. 1 Test dle Petrie (Zdroj: Véle, 2012)

Po pečlivém vyšetření by před aplikací KTM měla následovat terapeutická rozvaha, čeho chceme docílit. Zároveň nesmíme zapomínat, že KTM patří mezi pomocné terapeutické a preventivní metody, a měla by tedy být spíše prostředkem k prodloužení efektu fyzioterapie než soliterně užitou metodou léčby či prevence.

1.1 Příklad teoretických znalostí nutných pro vyšetření sportovců s nadměrnou zátěží pletence ramenního

Vzájemná poloha jednotlivých pohybových segmentů je udržována i pozměňována činností kloubů, vazivových tkání a svalů. Svaly jsou strukturálně i programově uspořádány do funkčních skupin a řetězců (Véle, 2012, p. 175). Menší svalové smyčky udržují určitý segment v dané výchozí poloze nebo jím pohybují různými směry. Rozsáhlejší svalové skupiny tvoří svalové řetězce, které se podílejí na komplexních pohybech a na stabilizaci celého těla. To zajišťuje jistotu polohy i pohybu. Rozdělení svalových řetězců a skupin se liší podle pohledu různých autorů (Čápová, 2008; Myers, 2013; Véle, 2012).

Díky proprioceptivní aktivitě svalových vřetének dochází k tomu, že se jednotlivé svalové skupiny ovlivňují jak stranově symetricky, tak i kontralaterálně. Proto je výhodnější hodnotit pohybové úkony jako harmonické celky, než se soustřeďovat na hlavní sval, který udává

hlavní směr pohybu. Svalová souhra je základem pohybové koordinace a významně se podílí na celkovém výkonu svalů. Právě pohybová koordinace je slabinou vyšetřování volní účelové hybnosti (Myers, 2013, p. 1; Myers, Wassinger, & Lephart, 2006; Riemann & Lephart, 2002; Riemann, Myers, & Lephart, 2002; Véle, 2012, p. 176).

Hodnotíme-li svalovou souhru, neměli bychom vynechat ani jedno ze tří kritérií. Synchronní či asynchronní **timing** svalů, kdy v ideálním případě nedochází k předbíhání ani opožďování svalů v probíhajícím pohybu. Dalším kritériem je vzájemné **sladění intenzity aktivity** jednotlivých svalů či jejich skupin. To má vliv na půvab a lehkost pohybu. Jedná se o **vyrovnaný poměr volní aktivity a posturálního doprovodu**. Pohyb by měl být příjemným zážitkem pro pozorovatele (Véle, 2012).

Existenci svalového řetězení při vzniku jednotlivých poruch dokazuje postupně se měnící pohybový projev jedince, a to nejen ve sportu. Například Riemann, Myers & Lephart (2002, p. 199) prokázali u instabilního ramenního kloubu potlačenou průměrnou reflexní aktivaci *musculus pectoralis maior et biceps brachii*, významně pomalejší reflexní odpověď *m. biceps brachii* a potlačenou koaktivaci *m. supraspinatus et subscapularis*. Z toho usuzují, že při poškození kloubního pouzdra a ligamentózního aparátu kloubu je přítomna nejen insuficientní stimulace proprioceptorů, ale i pozměněna aktivita okolních svalů, které zajišťují dynamickou stabilizaci kloubu. Potlačená koaktivace svalů rotátorové manžety, pomalejší aktivace *m. biceps brachii* a nižší aktivita *m. pectoralis maior et biceps brachii* může vyústit k opakovaným poškozením ramenního kloubu s prohlubující se instabilitou.

V následujících podkapitolách uvedeme alespoň dva pohledy na svalové řetězení, které se dle našeho názoru vzájemně doplňují. Při vyšetřování pohybového projevu bychom měli brát v potaz různé koncepty. Svalové řetězce se ve složitém lidském organizmu prolínají nejen z jedné strany na druhou, ale i z povrchových struktur do hluboko uložených tkání.

1.1.1 Svalové řetězce horní končetiny dle Véleho

Véle (2012, p. 187) při popisu jednotlivých svalových smyček vychází z práce Hoepkeho (1976) zabývající se svalovými souhrmi u člověka. Při popisu jednotlivých smyček začneme od pletence ramenního.

Jednoduchou funkční svalovou skupinu tvoří **svalová smyčka mezi lopatkou, žebry na hrudníku a obratli páteře**. Pro pohyb paže je velmi důležitá existence opěrného bodu, který jí poskytuje právě dynamický závěs lopatky. To znamená, že lopatka tvoří opěrnou plochu,

kteřá se pohybuje v závislosti na aktivitě svalových smyček řídících její pohyb. V ideálním případě je pohybový projev ladný, harmonický a ekonomický.

Pro **abdukci a addukci lopatky** hraje roli kloubní spojení lopatky a klíční kosti, dále spojení lopatky a páteře prostřednictvím *mm. rhomboidei* a spojení se žebry pomocí *m. serratus anterior*. Obě zmíněné svalové skupiny udržují lopatku ve středním postavení a dynamicky ji vyvažují. Díky spojení s klíční kostí má pohyb i jemnou rotační složku odrážející se v postavení dolního a horního úhlu lopatky. Vznikne-li v této smyčce statická nerovnováha, změní se trvale i výchozí postavení lopatky, což ovlivní postavení pletence ramenního.

Jestliže při elevaci paže zastavíme pohyb v horizontále a zpevníme současně i loketní kloub a zápěstí, stane se z lopatky a paže pevná páka, která se pohybuje po hrudníku jako píst. Je-li však aktivace příliš vysoká, pohyb pístu se zastaví. Aktivace dolních vláken *m. serratus anterior* vede k prudkému pohybu propnuté paže nad hlavu. Naopak *mm. rhomboidei* působí opačně a provedou aktivní švih směrem dolů.

Smyčka pro **depresi a elevaci lopatky** obnáší propojení jak s hlavou, tak s krční i hrudní páteří. S krční páteří se pojí *m. levator scapulae*, který se spolu s *m. trapezius pars superior* aktivuje při nošení břemen v ruce. Propojení s hrudní páteří obstarává *m. trapezius pars inferior*.

Smyčka pro **depresi a elevaci ramene** spojuje žebra a lopatku prostřednictvím *m. pectoralis minor*, hlavu a lopatku skrze *m. trapezius pars superior* a krční páteř s lopatkou pomocí *m. levator scapulae*. *M. pectoralis minor* posouvá lopatku dopředu, snižuje *processus coracoideus*, čímž se podílí na depresi ramene. Jako křížení dvou elastických pruhů vedoucí k vyvážené regulaci polohy označuje Véle (2012) funkci *m. trapezius pars superior* et *m. levator scapulae*. Ty vzájemně regulují elevaci ramene.

Poslední zmíněnou smyčkou je propojení obratlů a lopatky prostřednictvím *m. trapezius pars media* a lopatky se žebry *m. serratus anterior*. Tato smyčka se podílí na tvorbě svalového pásu **fixujícího lopatku**. Ve spolupráci s *m. latissimus dorsi* lopatku přitlačují k hrudníku. Všechny svalové smyčky mezi lopatkou, žebry a obratli páteře nastavují polohu jamky ramenního kloubu. Ovlivňují jeho funkci a konfiguraci pletence ramenního. Participují na tom i krátké zevní rotátory obklopující ramenní kloub.

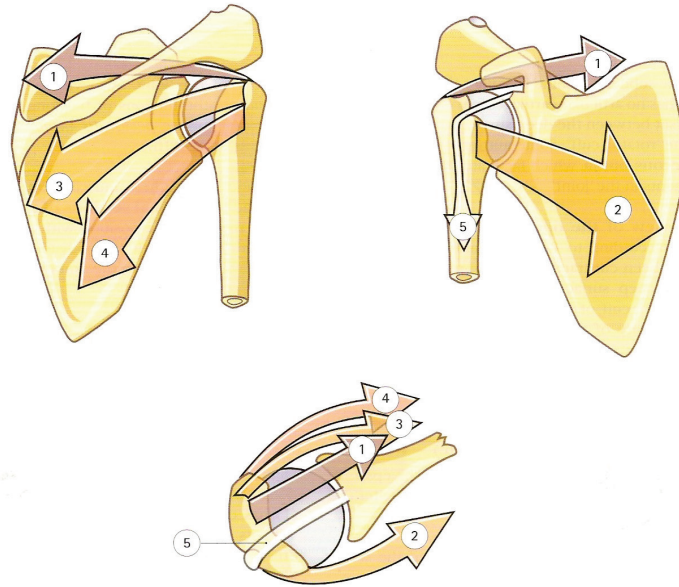
Řetězce mezi pletencem ramenním a trupem máme rovněž čtyři. Důležitá je jejich vzájemná souhra, ale současně i jejich propojení na dynamický závěs lopatky a samotnou paži. Prvním významným řetězcem je spojení **hrudníku a paže** prostřednictvím *m. pectoralis*

maior a paže s hrudními obratli skrze *m. latissimus dorsi*. Snopce *m. pectoralis maior* jsou charakteristické svým vějířovitým uspořádáním, díky němuž jsou v připažení zkřížené, a ve vzpažení nikoliv. Protážení tohoto svalu ve vzpažení posiluje úder. Ve visu se sval podílí na zvednutí trupu. Ve spolupráci s *m. pectoralis minor* se pletenec ramenní sklání vpřed a vzad.

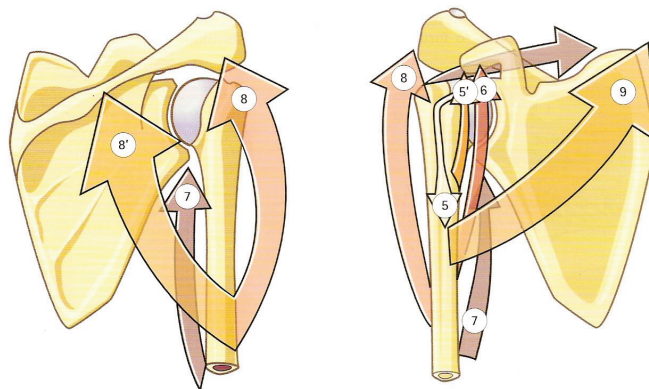
Následující dva dlouhé řetězce se kříží na přední i zadní straně trupu a zpevňují ho. Funkční poruchy se tak mohou řetězit z horních končetin na dolní končetiny, z hrudní páteře do pletenců ramenních nebo pánevních, a dále na akrální části. Na **zadní straně** řetězec začíná na paži jedné strany. Dále pokračuje přes *m. latissimus dorsi* et *fascia thoracolumbalis* na páteř a protilehlou *crista iliaca*. Odtud pokračuje přes *fascia glutea* na *m. gluteus maximus* a *fascia lata*, kde přes *m. tensor fasciae latae* končí na koleně druhé strany. Na **přední straně** řetězec začíná opět na paži jedné strany a přes *m. pectoralis maior* se dostává do fascie přední plochy hrudníku. Přes pochvu přímých břišních svalů se dostává na opačnou stranu *mm. obliqui abdominis* až k *ligamentum inguinale*. Odtud pokračuje prostřednictvím stehenní fascie k *fascia lata* a přes *m. tensor fasciae latae* ke druhostrannému kolennímu kloubu.

Poslední řetězec ovlivňuje vztahy mezi **klíční kostí a lopatkou** a pracuje ve spolupráci s *m. supraspinatus*, *biceps brachii* et *trapezius* a se smyčkami okolo lopatky. Začíná na hrudníku a přes klíční kost se pomocí *m. deltoideus* dostává na *humerus*. Z *humeru* se prostřednictvím stejného svalu dostává na lopatku a ve spolupráci se smyčkami lopatky zpět na hrudník. Tento řetězec se aktivuje především při upažení, vzpažení, předpažení a zapažení za současné pronace ruky a extenze předloktí (Véle, 2006; Véle, 2012, p. 186–192).

Na závěr zmíníme **řetězce na horních končetinách**, které zahrnují oblast mezi hrudníkem a paží a její akrální části. Více se zaměříme na spojení mezi lopatkou, paží a předloktím. *M. supraspinatus* leží mezi lopatkou a paží. Pomáhá aktivitě *m. deltoideus* a fixuje hlavici pažní kosti v jamce. Paži s předloktím pojí *m. biceps brachii*. Z předloktí zpět na paži smyčka pokračuje skrze *m. triceps brachii* a odtud na lopatku *m. coracobrachialis*. Tento sval odlehčuje ramenní kloub. Dovede vrátit paži zpět do výchozího postavení (Véle, 2012, p. 186–192).



Obr. 2 Dynamické stabilizátory ramenního kloubu – transverzální systém. 1 – musculus supraspinatus, 2 – m. subscapularis, 3 – m. infraspinatus, 4 – m. teres minor, 5 – caput longum m. biceps brachii (Zdroj: Kapandji, 2007)



Obr. 3 Dynamické stabilizátory ramenního kloubu – longitudinální systém. 5 – caput longum m. biceps brachii, 5' – caput breve m. biceps brachii, 6 – m. coracobrachialis, 7 – caput longum m. triceps brachii, 8 – m. deltoideus, 8' – zadní část m. deltoideus, 9 – pars clavicularis m. pectoralis maior (Zdroj: Kapandji, 2007)

S ohledem na enormní pohyblivost ramenního kloubu mají všechny zmíněné svalové řetězce velký význam pro jeho stabilizaci. Mimo mechanické stabilizátory rozlišuje Kapandji (2007, p. 36–37) i stabilizátory dynamické, tvořené svaly. Ty dělí na systém transverzální, který tlačí hlavici *humeru* do *fossa glenoidealis*, a systém longitudinální, jehož hlavní funkcí je opora pro horní končetinu a prevence inferiorní dislokace při nošení těžkých břemen v ruce. Do transverzálního systému řadíme *m. supraspinatus*, *infraspinatus*, *subscapularis*, *teres minor et caput longum m. biceps brachii* (obr. 2). Systém longitudinální zahrnuje *m. deltoideus*, dlouhou hlavu *m. triceps brachii*, obě hlavy *m. biceps brachii*, *m. coracobrachialis* a klavikulární část *m. pectoralis maior* (obr. 3).

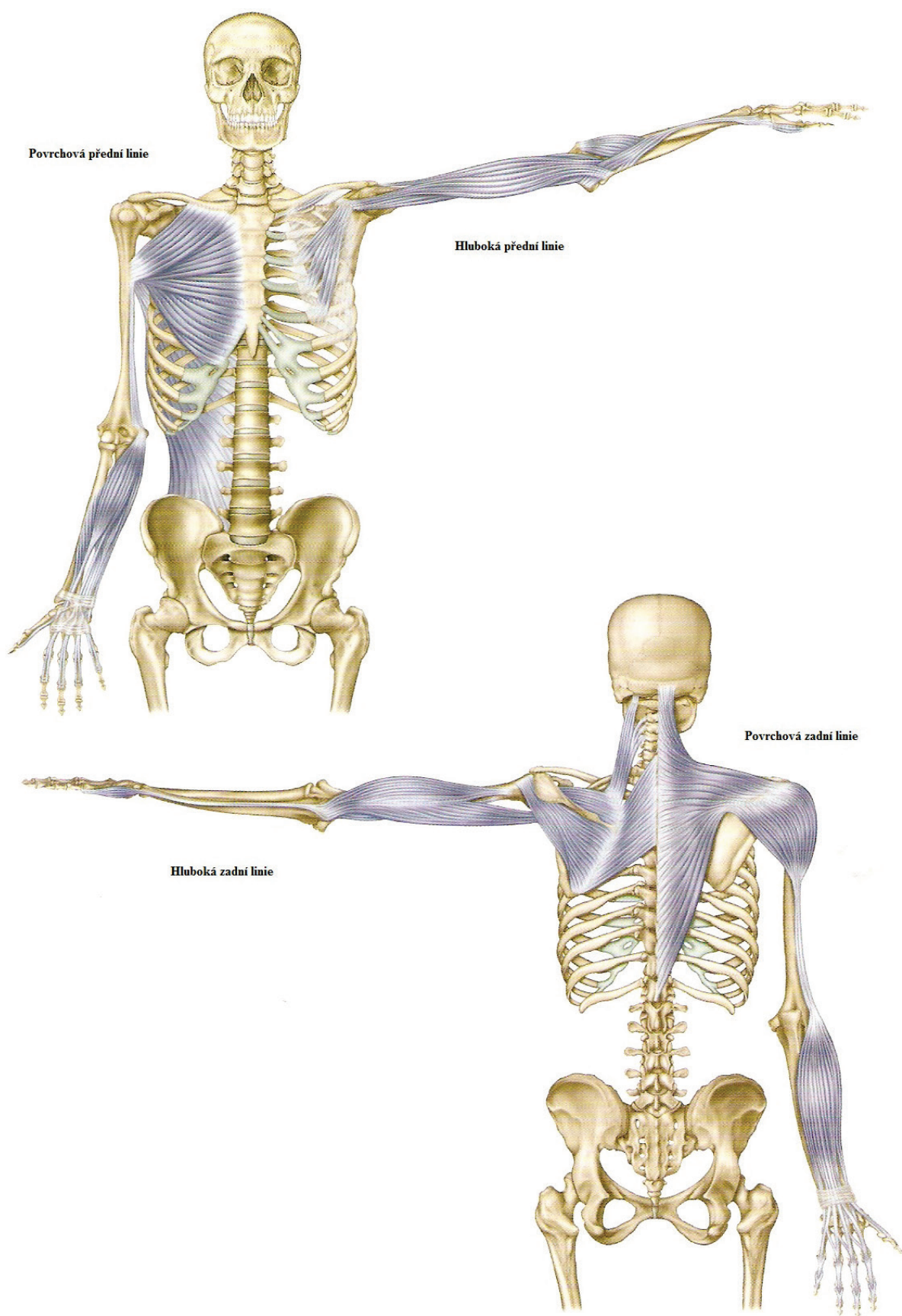
M. biceps brachii se vyskytuje jak v systému transverzálním, tak longitudinálním. Jeho dlouhá hlava hraje klíčovou roli v zajištění hlavice *humeru* v jamce během zvedání těžkého předmětu při postupné flexi loketního kloubu. Spolu s *m. supraspinatus* tvoří svrchní podpěru. Jako součást longitudinálního systému spolu s krátkou hlavou bicepsu brachii a *m. coracobrachialis* udržuje hlavici v jamce při flexi nejen v loketním, ale i ramenním kloubu. Z toho plyne významná role *caput longum m. biceps brachii* ve stabilizaci ramenního kloubu (Kapandji, 2007).

1.1.2 Myofasciální meridiány horní končetiny dle Myerse

Myers (2013) popisuje na těle mnoho longitudinálně uspořádaných ploch a linií pojivové tkáně, které označuje jako myofasciální meridiány. Pevnost, napětí, fixace, pružnost a náhradní pohybové stereotypy se těmito meridiány šíří. Při tvorbě jejich preparátů byly prokázány silné vazby pojivové tkáně bez ohledu na kostní spojení.

V jeho práci ho ovlivnila Dr. Ida P. Rolf, která je pravděpodobně „matkou“ všech západních fasciálních nebo myofasciálních terapií. Její léčebná metoda *strukturální integrace* je jednou z nejdůležitějších a nejefektivnějších manipulačních technik zasahujících do struktury lidského těla (Myers, 2013, p. 4).

V následujícím textu se zaměříme pouze na meridiány paže. Ty Myers (2013) dělí na hluboké a povrchové, přední a zadní. Povrchovou linii přední a zadní popisuje v upažení s dlaní vpřed a *olecranonem ulnae* otočeným kaudálně. Hlubokou linii přední a zadní popisuje rovněž v upažení, ale s dlaní otočenou kaudálně a *olecranonem ulnae* směrem vzad (obr. 4).



Obr. 4 Myofasciální meridiány paže (Zdroj: Myers, 2013)

Povrchová přední linie začíná od *crista iliaca*, *fascia thoracolumbalis*, žeberních chrupavek a mediální třetiny klíční kosti. Prostřednictvím *m. latissimus dorsi* et *m. pectoralis maior* se posouvá na mediální okraj *humeru*. Přes mediální intermuskulární septum se řetězí k ulnárnímu epikondylu, odkud putuje skrze flexorovou skupinu předloktí a karpální tunel k palmárnímu okraji distálních článků prstů.

Hluboká přední linie má začátek na 3.–5. žebří. Dále pokračuje přes *m. pectoralis minor* a klavipektorální fascii na *processus coracoideus*, odkud se pomocí krátké hlavy *m. biceps brachii* napojuje na *tuberositas radii*. Na tuto část navazuje periost přední hrany *radia* a přes *processus styloideus radii* a radiální kolaterální vazy se dostává ke svalům thenaru, *os scaphoideum* et *trapezium* a zevní hraně palce ruky.

Počátek **hluboké zadní linie** je umístěn v oblasti transverzálních výběžků C₁₋₄ a dolních krčních a horních hrudních výběžků spinózních. K mediálnímu okraji lopatky se dostává prostřednictvím *mm. rhomboidei* et *m. levator scapulae*. Svaly rotátorové manžety dále napojují hlavici *humeru*. Linie pokračuje přes *m. triceps brachii*, *olecranon ulnae* a periost ulny až k *processus styloideus ulnae* a kolaterálním ulnárním vazům. Ty se upínají v oblasti *os hamatum* et *triquetrum*. Prostřednictvím svalů hypothenaru je linie ukončena na zevní hraně malíčku.

Povrchová zadní linie jde od okraje týlní kosti, *ligamentum nuchae* a spinózních výběžků hrudních obratlů, přes *m. trapezius* a jeho úponovou část na *spinu scapulae*, *acromion* a laterální třetinu klíční kosti. *M. deltoideus* pak skrze *tuberositas deltoidea* a intermuskulární septum vede linii až k laterálnímu epikondylu *humeru*. Přes extenzorovou skupinu svalů předloktí končí linie na hřbetu ruky (Myers, 2013).

2 Vliv Kinesio Taping® Method na jednotlivé tkáně lidského těla

Dagmar Moc Králová

Kinesio Taping® Method (KTM) je mladou terapeutickou metodou. Své uplatnění nachází ve sportu a dalších oborech, které pracují s léčbou neuromuskulárního aparátu. KTM poprvé uvedl do praxe chiropraktik Dr. Kenzo Kase v roce 1973. Od olympiády v Soulu v roce 1988 pomalu přešel do širokého povědomí lékařů, fyzioterapeutů i kondičních trenérů. KTM je dle studií celosvětově stále rozšířenější terapeutickou metodou při poruše rovnováhy myoskeletálního systému, speciálně při sportovním zranění (Cools, Witvrouw, Danneels, & Cambier, 2002; Garcia-Muro, Rodriguez-Fernandez, & Herrero-de-Lucas, 2010; Zajt-Kwiatkowska, Rajkowska-Labon, Skrobot, Bakuła, & Szamotulska, 2007).

Materiál používaný pro aplikaci KTM je odlišný od pásky fixační. Kase chtěl co nejvíce přiblížit tejpovací pásky vlastnostem kůže, aby při jejich aplikaci byla umožněna látková výměna. Pevný tejp mu stačil pouze pro dosažení fixace, ale uvědomoval si, že látková výměna v místě zranění strádá. Proto je páska vyrobena ze 100% bavlny o tloušťce kůže, je elastická, roztažitelná do 40–60 % své délky a neroztažitelná do šířky. Důležitější než elastická roztažitelnost je schopnost pásky smršťovat se, což vede k redukci tlaku v tkáni.

Akrylové antialergenní lepidlo je citlivé na teplo. Na rubové straně je nanášeno vlnovité či ve tvaru otisku prstu. To umožňuje propustnost vzduchu a vlhkosti podobně jako kůže. Délka působení pásky je individuální dle požadovaného cíle od 1 do 3–4 dní. Pásky na kůži velice dobře a šetrně přilnou a jsou voděodolné. Barva nemá vliv na elasticitu pásky, ale může působit podobnými principy jako fotokoloroterapie (Kase, Wallis, & Kase, 2003; Kinesio Taping® Association International, 2011).

Vzhledem k tomu, že aplikací KTM zasahujeme do senzomotorického systému, je velmi složité určit přesný efekt a struktury, které ovlivňuje. Zpracování signálů z periferie je složitý proces, neustále ovlivňovaný nadřazenými řídicími strukturami. Z toho důvodu je možné, že efekt KTM je závislý na rozvinutých korových funkcích. Jejich prostřednictvím jsou zpracovány informace z proprioceptorů – kinestezie, polohocit a vnímání síly (Futakawa, 2005; Janwantanakul, Magarey, Jones, Grimmer, & Miles, 2003; Lephart & Jari, 2002; Myers, Wassinger, & Lephart, 2006; Riemann & Lephart, 2002; Riemann, Myers, & Lephart, 2002).

Dále uvedeme poznatky spojené s efekty KTM na různé struktury. Ačkoliv mohou být všechny tyto účinky užitečné, pokud je použijeme bez předchozího vyšetření a bez dostatečných teoretických znalostí, mohou stav pacienta zhoršit (Kinesio Taping® Association International, 2011; Zajt-Kwiatkowska, Rajkowska-Labon, Skrobot, Bakula, & Szamotulska, 2007; Kase, Wallis, & Kase, 2003).

2.1 Efekt na kůži a fascie

První v kontaktu s páskou je vrstva kůže. Bývá označována jako nejrozsáhlejší snímací orgán, protože obsahuje velké množství receptorů (viz 1.4.2.1). Skrze dostředivé dráhy nervů vedoucích z receptorů dochází k podráždění senzomotorického kortexu. Nejčastěji zmiňvaným efektem v kontextu zacílení na vrstvu kůže a povrchových fascií je analgetický účinek a snaha o dekompresi tkáně.

Bolest je vjem ovlivněný mnoha faktory, a proto nelze přesně říci, na který z nich se při terapii zaměřit. Působit můžeme přes následující vstupy: vizuální, poznávací, citový, inhibiční modulace prostřednictvím dráždivosti nervů a stimulace nociceptorů. Významným faktorem je stres. Chceme-li bolest ovlivnit, nejprve bychom měli zvážit nutnost jejího odstranění. Ne vždy je žádoucí bolest tlumit. Je velmi často důležitou zpětnou vazbou pro terapii a stanovení vhodného postupu léčby.

Nižší dráždění nociceptorů po aplikaci KTM je vysvětlováno snížením tlaku na Paciniho tělíska. Pomalejší vedení vzruchů potom ovlivňuje reakci vaskulárního systému na zdroj nocicepce, čímž dochází k tlumení zánětu způsobeného opakovaným drážděním nervového systému nebo jeho částí.

Endogenní analgetický systém má na svědomí modulaci bolestivého vjemu po aplikaci KTM skrze stimulaci mechanoreceptorů. Ta může být způsobena jemnými kompresivními silami. Naproti tomu dekomprese zmírňuje zánětlivou reakci a odlehčí se stimulace mechanoreceptorů. Tento účinek bývá využíván rovněž při ovlivnění krevního a lymfatického řečiště (Kinesio Taping® Association International, 2011).

Z toho plyne, že i zdánlivě protichůdné mechanismy mohou mít podobný efekt. Proto je důležitá znalost těchto principů a hledání ideální varianty pro aplikaci KTM. Ne vždy je žádoucí potlačovat zánětlivou reakci, stejně jako zvyšovat prokrvení v oblasti, která má okolní tkáň prosáklé a tlak tkání vyvolává další nežádoucí účinky.

Chang et al. (2012) se snažili určit krátkodobý efekt KTM na tlumení bolesti u baseballových nadhazovačů trpících ulnární epikondylitidou. Pomocí stanovení prahu bolesti

na tlak a tolerance závaží o 4 kg na tento práh došli k závěru, že došlo k lepší toleranci tlaku jak u aplikace placebo, tak při aplikaci KTM. Placebo se od KTM lišilo absencí prostorů bez lepidla. Proto mohl být efekt u obou skupin totožný. K ovlivnění dotykových receptorů může dojít oběma způsoby.

Murray (2001) hodnotila postavení pletence ramenního a jeho funkci u pacientek s častými paresteziemi horní končetiny. Při aplikaci KTM se snažila ovlivnit dosažení fyziologického postavení lopatky, díky němuž se u pacientek snížila frekvence bolestivých stavů paže, a zlepšil se tedy celkový komfort při běžně prováděné činnosti. To ukazuje na multifaktoriální příčiny bolestivých stavů a jejich řešení.

Thelen, Dauber & Stoneman (2008) zkoumali efekt KTM u studentů trpících bolestmi ramenního kloubu. Studenti nesměli mít předchozí strukturální poškození kloubu, ani dlouhodobé potíže v této oblasti. Tlumení bolesti hodnotili prostřednictvím dosažení co nejvyššího krajního rozsahu pohybu ramenního kloubu bez přítomnosti bolesti. Po aplikaci KTM se u studentů okamžitě zmírnily projevy bolesti, a proto byl bezbolestný aktivní rozsah pohybu vyšší než před použitím KTM.

Společnou funkcí kůže a fascií je umožnit pohybovému aparátu dostatečný rozsah pohybu. Proto hraje významnou roli jejich skladba. Kůže má díky výraznému zastoupení elastické složky větší pružnost než fascie. Protahlivost a posunlivost fascií je ovlivněna mimo jiné hydratací tkáně a přítomností adekvátní mechanické energie. Při nedostatečné posunlivosti dochází k omezení pohybu tkání uložených pod fasciemi, což vede k adhezím nadměrně vytvořených kolagenových vláken. To bývá označováno jako pojivové chmýří. Fyziologicky je tvořeno v místech, kde se fascie obalující sval či svalové skupiny potkává s jinou fascií obalující sval. V těchto místech mohou k sobě fasciové vrstvy přilnout nebo se slepit. Dochází k tomu, jestliže se nepohybují nezávisle na sobě.

Důvodů, proč se jednotlivé fascie nepohybují, je více: zvýšená zátěž v dané oblasti bez kompenzace, ochrana před bolestí, ale také temperament a způsob pohybu. Každé ráno, když se protahujeme, se po sobě fascie svalů či svalových skupin posouvají. Tím se pojivové chmýří rozpouští. Strečink a protahování jsou důležité. Při aplikaci KTM pracujeme ve směru omezené posunlivosti. Pod páskou vzniká velmi jemná mikromasáž, díky níž dodáváme tkáni mechanickou energii potřebnou pro roztrhání pojivového chmýří – adhezí fascií (Kinesio Taping® Association International, 2011).

Kase (2005) pomocí ultrazvukového vyšetření prokázal odlehčení tkáně a snížení tlaku v prostoru pod aplikací pásky. Zobrazil různé techniky aplikace KTM s ohledem na procento

tahu pásky a využití jejího tlaku v poškozeném místě. V obrazové dokumentaci jasně potvrdil možnost působení pásky do hluboko uložených fascií a rozdíl v efektivitě pásky široké 5 cm a 3,75 cm.

Stejný princip má aplikace KTM na jizvy či jinak traumaticky změněné povrchové tkáně. Pozor ale musíme dávat na reakci pacienta. Někdy je aplikace KTM žádoucí. Oka (2005) sledoval rychlost regenerace kůže po aplikaci KTM po poranění formou popálení, odřením nebo pořezání. K léčbě používal jak suchou, tak vlhčenou pásku. Stejně tak Karwacińska et al. (2012) sledovali efektivitu KTM při snaze ovlivnit keloidní jizvy vzniklé abnormální degradací a syntézou kolagenu ve smyslu jeho nadprodukce. Keloidní jizvy totiž nejsou pouhým kosmetickým problémem, ale znamenají poškození funkce tkáně, které se může dále řetězit. Obě studie prokázaly pozitivní vliv na obnovu funkce tkáně jak ve smyslu obnovy její struktury, tak i percepce (Karwacińska, Kiebzak, Stepanek-Finda, Kowalski, Protasiewicz-Faldowska, Trybulski, & Starczyńska, 2012; Oka, 2005).

2.2 Efekt na krevní a lymfatické řečiště

Ovlivnění krevního či lymfatického řečiště se částečně prolíná s některými mechanismy popsanými v předchozí podkapitole. Zlepšení cirkulace v tkáni podporuje dekomprese způsobená aplikací KTM. Pro tento efekt je významná schopnost pásky se zpět smršťovat z protažení, což vede k *liftingu* kůže. Po nalepení pásky vznikají na tkáni tzv. *konvulze* (obr. 5), díky nimž ve tkáni dochází k redukci tlaku a zvětšuje se prostor mezi jednotlivými vrstvami. To vede k podpoře látkové výměny v krevním a lymfatickém řečišti a optimalizaci teploty v poškozené tkáni (Chudecka, Szczepanowska, & Kempieńska, 2008).

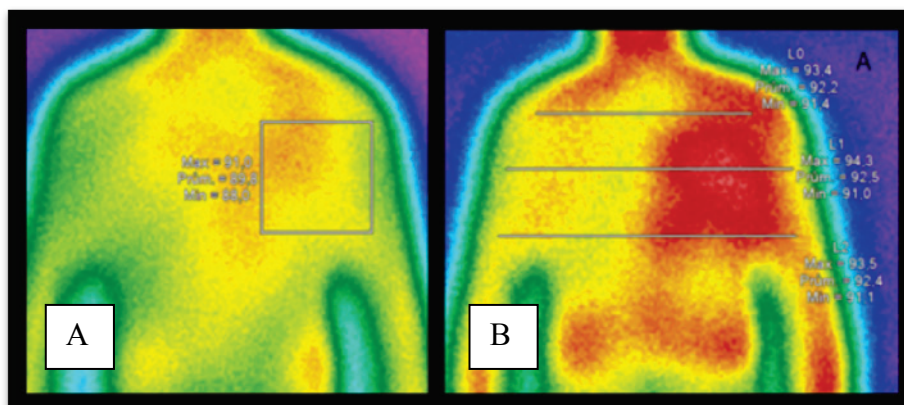


Obr. 5 Konvulze po aplikaci KTM pro odlehčení tlaku ve tkáních

Lipińska et al. (2007) se zabývali redukcí lymfedému horní končetiny u žen po mastektomii. Tyto ženy umístily jak postiženou, tak zdravou horní končetinu do skleněné nádoby naplněné vodou, aby se zjistil rozdíl v jejich objemu. Totéž se opakovalo po aplikaci KTM zaměřené na terapii lymfedému, která probíhala po dobu 20 dní. Výsledkem bylo snížení edému o 24 %, čímž se potvrdil fakt, že aplikace KTM urychluje žilní a lymfatickou mikrocirkulaci, redukuje stázu lymfy v intercelulárních prostorech a snížením lymfedému podporuje větší rozsah pohybu kloubů horní končetiny.

Srovnání aplikace KTM nebo použití kompresního návleku v terapii lymfedému u žen po karcinomu prsu provedli Tsai et al. (2009). Prokázali totožný terapeutický efekt obou metod. Navíc ženy subjektivně udávaly méně komplikací při terapii KTM, která vedla k lepšímu pohodlí, a tedy i déletrvajícimu používání.

V roce 2011 jsme na našem pracovišti provedli případovou studii týkající se efektu KTM. Srovnávali jsme terapeutický vliv samotné aplikace KTM, aplikaci KTM jako součást individuálního fyzioterapeutického plánu a dopad pouze individuální fyzioterapie u hráčů volejbalu s bolestí ramenního kloubu. Bylo provedeno termografické vyšetření, při kterém jsme zaznamenali výraznou změnu teploty i v hlubších tkáních 48 hodin po aplikaci KTM (obr. 6). Tento stav trval i 24 hodin následujících po sejmutí pásky. To znamená, že při zranění pohybového aparátu v akutní fázi bychom měli zvážit, zda je aplikace KTM na místě. Pokud ano, tak se zaměřit na vhodnou strategii v léčbě a použití KTM, aby nedošlo ke zhoršení obtíží (Králová & Řezaninová, 2013; Králová, 2012).



Obr. 6 Znárodnění vyšetření termokamerou (A – před aplikací Kinesio Taping® Method, B – 48 hodin po aplikaci Kinesio Taping® Method)

2.3 Efekt na svalovou tkáň a stabilizaci kloubu

Pro objasnění efektu na svalovou tkáň je dobré si připomenout funkci Golgiho šlachového tělíska a svalového vřetenka. Signál ze šlachových tělísek inhibuje α -motoneuron svého svalu, čímž chrání sval i šlachu před přetížením. Mluvíme o ochranném útlumu. Naproti tomu svalová vřetenka jsou zodpovědná za napínavý reflex. Při náhlé aktivitě agonistů natahujících antagonistický sval svalová vřetenka vyvolávají reflexní kontrakci tohoto svalu. Zároveň dochází ke zmírnění aktivity agonistů (viz 1.4.2.1).

Pro ovlivnění svalové tkáně můžeme mimo zmíněné účinky využít i techniku cílenou přesně na proprioceptory. Svalová vlákna jsou spolu se svalovými vřetenky a Golgiho šlachovými tělisky uspořádána paralelně. Aplikace KTM svalovou technikou tedy respektuje průběh svalových vláken. Pro tuto techniku je klíčové rozeznávání směru tahu pásky, kterého lze docílit pouze v případě, že nepřekročíme 50 % tahu. Musíme si ovšem uvědomit, že jedním z cílů této techniky je redukce svalového napětí vytvořeného drážděním proprioceptorů pro zamezení úrazu. Proto bychom neměli používat KTM jako monoterapii, ale řešit příčinu problému (Kinesio Taping® Association International, 2011).

Z toho plyne, že opakovaná aplikace nezvýší svalovou sílu, ale změní dráždivost receptorů, která pak ovlivňuje výslednou reakci v efektorech. Cepeda et al. (2005) v rámci pilotní studie poukázali na úbytek kompenzačních mechanismů v průběhu leh-sedů u studentů po aplikaci KTM v oblasti břišních svalů. Bohužel nelze říci, jaká technika aplikace byla použita, neboť v metodice výzkumu nebyla popsána.

Šimšek et al. (2013) srovnávali svalovou sílu po aplikaci KTM u jedné skupiny se svalovou silou po aplikaci falešné pásky u skupiny druhé. Testovali flexi, extenzi, abdukci, zevní a vnitřní rotaci ramenního kloubu u pacientů s funkční poruchou pletence ramenního. Statisticky významný rozdíl zaznamenali pouze při pohybu do zevní rotace u skupiny léčené KTM.

Velké množství autorů prokázalo významnější efekt KTM v kombinaci se šetrnou aktivací svalů formou domácího pravidelného cvičení (Bøhmer, Staff, & Brox, 1998; Cepeda, Fishweicher, Gleeson, Greenwood & Motyka-Miller, 2005; Chudecka, Szczepanowska, & Kempínska, 2008; Kaya, Zinnuroglu, & Tugcu, 2011). Mori & Takasaki (2005) k tomu upozorňují na zvýšenou stimulaci vedení vzruchů z periferie do CNS po aplikaci KTM pomocí snímání somatosenzorických evokovaných potenciálů.

Pro stabilizaci kloubu můžeme zvolit úpravu svalového napětí agonistů a antagonistů, snížit ochranné napětí svalu, podpořit funkci šlach a vazů, či zlepšit kinestezii (Kinesio

Taping® Association International, 2011). Za všechny tyto funkce je zodpovědný senzomotorický systém. Při zlepšení kvality informací z proprioceptorů dochází k podpoře dynamických stabilizátorů. Díky tomu nejsou kladeny tak vysoké nároky na mechanické stabilizátory, které pak lépe regenerují. Výsledkem je zlepšení funkční stability kloubu (Lephart & Jari, 2002; Lou, 2003; Myers, Wassinger, & Lephart, 2006; Riemann & Lephart, 2002).

3 Hodnocení svalové činnosti

Dagmar Moc Králová

Projev svalové činnosti je jedním z mnoha dějů podílejících se na složitém procesu posturální motoriky. Díky ní si uvědomujeme pocit posturální jistoty či nejistoty, a to bez ohledu na věk a zralost centrálního nervového systému (CNS). Petrovický (1997) uvádí, že s ontogenezí CNS přímo souvisí jednotlivé stupně vývoje motorické ontogeneze. S postupným zapojováním vyšších řídicích úrovní motoriky je uplatňován princip hierarchie, kdy nižší úrovně řízení neztrácejí svůj význam. Vyšší úrovně řízení pouze kontrolují úrovně podřazené.

Posturální motorika zajišťuje účelově zaměřenou posturu neboli atitudu, stabilizuje průběh pohybu a zajišťuje polohu konečnou, která je výchozí posturou pro další pohybovou sekvenci. To vše se odehrává vůči gravitačnímu vlivu (Čápová, 2008, p. 19; Véle, 2012, p. 117–118). Hovoříme-li o účelově zaměřené postuře jako o jednom z bodů posturální motoriky, měli bychom se zmínit i o posturální reaktivitě. „Trojan (2001, p. 29–32, 142–144) ji definuje jako dokonalý jednotný motorický funkční systém, který způsobuje, že nesmírné množství informací ze všech receptorů je porovnáváno s předchozími zkušenostmi a převáděno na relativně jednoduchý a přitom z hlediska účelnosti dokonalý vzorec výstupní informace. Zahrnuje komplikované kortiko-subkortikální okruhy, jejichž součástí jsou bazální ganglia, mozeček, talamus i mícha.“

Čápová (2008, p. 20–25) doplňuje Vojtovu definici posturální reaktivity na automatické přizpůsobení hlavy, trupu a končetin pohybovému záměru v rámci atitudy. Současnou kombinací všech aferentních zdrojů vzniká soubor vzruchů, tzv. aferentní set, který společně s adekvátní motivací tvoří „heslo“ pro spuštění daného pohybového podprogramu. Z uvedeného vyplývá, kolik nejrůznějších skutečností musíme mít na paměti při hodnocení pohybových programů a kolik vlivů tyto programy modifikuje.

V následující podkapitole uvedeme teoretické poznatky, které nás vedly k finálnímu výběru vhodné metody měření projevu svalu s ohledem na hodnocení efektu Kinesio Taping® Method. Cílem bylo hodnotit posturální reaktivitu v co nejpřirozenějším prostředí, přestože test probíhal v laboratorních podmínkách.

3.1 Limity měření svalové síly a variabilita organismu

Jak bylo zmíněno výše, pohybový projev je složitý proces, který se odehrává za současné integrace mnoha aferentních vstupů. Kvalita těchto vstupů a jejich intenzita je velmi individuální. Schmidt & Lee (2011, p. 208–220) vysvětlují teorii generalizovaných motorických programů, která říká, že změnou parametrů jako je síla, načasování či volba vykonávajícího orgánu pohybom mohli dostat jeden motorický program, který může být přizpůsoben pro různé vzory. Pro variace tedy využíváme hlavně faktorů času, amplitudy a volby vykonávajícího orgánu. Užíváním generalizovaného motorického programu může být vykonavatel schopen pozměnit již naučené pohybové vzorce ke splnění požadavků na ekonomický pohyb. Uplatňuje se tak proces parametrizace, kdy dochází k podmiňování výběru nejvhodnějších hodnot pro různé situace. Právě tato aference je nezbytnou součástí motorických programů. Zahrnuje totiž rozmanité reflexní mechanismy, které jsou organizovány pro tvorbu brisných korekcí umožňujících cíl v podobě ekonomického pohybu.

Hodnotíme-li pohybový projev, měli bychom rovněž klást důraz na kvalitu jeho provedení. Velmi často se setkáváme s tvrzením, že pohyb byl nefyziologický. My bychom se chtěli více zmínit o prvcích fyziologie u pohybového projevu. „Čápová (2008, p. 24–25) uvádí, že v rámci individuálního lokomotorického projevu člověka se objevují tzv. bazální podprogramy. Jako drobné koordinační celky se začleňují do složitějších celků hybných programů a zároveň jsou geneticky preformované. Čím více těchto bazálních podprogramů pohybový projev člověka obsahuje, tím je fyziologičtější.“ Vyšetření kvality provedení považujeme za důležité, přestože je subjektivní. Blíže jsme je popsali v podkapitole 1.3.

Stále přibývá autorů hodnotících projev svalové aktivity s ohledem na vlastnosti senzomotorického systému (Janwantanakul, Magarey, Jones, Grimmer, & Miles, 2003; Lephart & Jari, 2002; Myers, Wassinger, & Lephart, 2006; Pai, Rymer, Chang, & Sharma, 1997; Riemann & Lephart, 2002; Riemann, Myers, & Lephart, 2002; Sharma, Pai, Holtkamp, & Rymer, 1997; Van Der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems, & Dekker, 2007). Riemann, Myers, & Lephart (2002, p. 85–86) zdůrazňují, že interakce a vztahy mezi jednotlivými částmi senzomotorického systému extrémně ztěžují měření a analýzu specifických funkcí pohybového aparátu. Máme-li poskytnout komplexní pohled na výsledky takových měření, je nutné vzít v potaz četné kompenzační mechanismy vyskytující se v rámci systému. Většina technik hodnotících celistvost a funkci jednotlivých komponent senzomotorického systému tak činí skrze proměnné v průběhu aferentní či eferentní dráhy, výsledek aktivace kosterního

svalstva nebo kombinaci předchozích metod. V současné době neexistuje metoda, která by izolovaně zkoumala funkci vyšších nervových center zodpovědných za integrační procesy pohybového projevu (Riemann, Myers, & Lephart, 2002).

Stejně jako Čápková (2008, p. 25), tak i Véle (2012, p. 24–25) upozorňují na nutnost pracovat s jedincem nejen jako s fyzikálním strojem, ale respektovat i jeho myšlení, které má duchovní charakter. Proto je nejen v terapii, ale i při měření nutné zvolit adekvátní motivaci probandů. Ta je velice individuální a závislá jak na aktuální náladě, situaci, prováděném úkolu, tak i věku, zdravotním stavu a dalších okolnostech. V zahraničních studiích je běžné v metodice výzkumu tento fakt popsat (Pai, Rymer, Chang, & Sharma, 1997; Sharma, Pai, Holtkamp, & Rymer, 1997; Van Der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems, & Dekker, 2007).

4 Vliv směru tahu pásky na rozsah pohybu a nervosvalovou facilitaci

Dagmar Moc Králová

V této kapitole přibližujeme metodiku výzkumu. Náplní této odborné knihy není popsat metodiku do detailu. Proto odkazujeme na disertační práci Vliv Kinesio Taping® Method na *m. biceps brachii* (Moc Králová, 2014).

První část měření zabývající se hodnocením efektu KTM pomocí parametru **úhel maximálního momentu síly** probíhala vždy 4 dny. Nejprve bylo provedeno vstupní vyšetření, na jehož základě byli definitivně vybráni pro absolvování studie. Po testování na izokinetickém dynamometru HUMAC NORM byla aplikována inhibiční svalová technika KTM na *musculus biceps brachii*. Testování na izokinetickém dynamometru se opakovalo 24 a 72 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM. Následně byla aplikační páska sejmuta. Tento celý cyklus se opako-val po měsíci s tím rozdílem, že byla použita facilitační svalová technika KTM na tentýž sval. Měsíční pauza byla zvolena pro dostatečnou regeneraci tkáně.

Půl roku poté probíhala druhá část měření zabývající se **rozsahem pohybu** v průběhu excentrické kontrakce *m. biceps brachii*. Ta trvala dva dny. Nejprve proběhl podpis informovaného souhlasu a výběr probandů pomocí vstupního vyšetření. Následovalo testování na izokinetickém dynamometru a aplikace inhibiční svalové techniky KTM na *musculus biceps brachii*. Další měření proběhlo ihned po aplikaci pásky. Třetí měření 24 hodin poté. Opět jsme hodnotili efekt inhibiční a facilitační svalové aplikace KTM s měsíční pauzou mezi jejich působením.

Výzkumný soubor první části měření tvořilo 22 volejbalistů (věk: $26,7 \pm 2,5$; výška: $180,8 \pm 5,5$; váha: $78,4 \pm 6,7$). Probandi byli záměrným výběrem zařazeni do studie při splnění zvolených základních kritérií: muži, věk 21–31 let, aktivní hráči volejbalu krajské úrovně, frekvence tréninků 4× týdně, smečářský post. Sledována byla dominantní horní končetina, která má při útočném úderu predispozici ke svalové dysbalanci zmíněné v první kapitole.

Druhá část probíhala 6 měsíců od předchozího měření. Zúčastnilo se jí 11 probandů (věk: $26,8 \pm 2,5$; výška: $179,8 \pm 6,4$; váha: $79,1 \pm 6,3$) ve věku 22–31 let. Přestože se všichni probandi účastnili předchozího testování, provedli jsme vstupní vyšetření. Tím jsme potvrdili, že výsledný výzkumný soubor splňuje základní kritéria včetně absence úrazů pletence ramenního, loketního kloubu a celé horní končetiny či palpační citlivosti úponu dlouhé hlavy *m. biceps brachii*.

Pro hodnocení excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* jsme zvolili izokinetický test flexe a extenze loketního kloubu v lehu na zádech pomocí izokinetického dynamometru HUMAC NORM. Toto provedení je výhodné pro zajištění maximální stabilizace pletence ramenního. Při testu dochází ke střídání koncentrické a excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* s rozsahem pohybu v loketním kloubu 100° od jeho 10° flexe. Provedení testu je pro probanda fyzicky náročné, a proto jsme upravili počet opakování na minimum.

První část spočívala v měření před aplikací KTM (první měření), 24 hodin po aplikaci KTM (druhé měření) a 72 hodin po aplikaci KTM (třetí měření). Každý proband před provedením testu provedl základní rozcvičení ramenního kloubu v návaznosti na celý trup po dobu přibližně 10 minut za pomoci mírně náročného thera bandu, což je nutné pro přípravu svalů. Poté proběhlo přesné nastavení polohy, vysvětlení testu a provedení dle laboratorního protokolu. Ten zahrnoval 5 opakování na submaximální intenzitě zátěže s úhlovou rychlostí 60°/s. Po pauze 3 minuty následoval hlavní test, který zahrnoval 3 opakování na maximální intenzitě zátěže s úhlovou rychlostí 60°/s. Tuto střední rychlost doporučil Paul Spencer-Wimpenny při osobní konzultaci na základě faktu, že jde o testování zdravého svalu v koncentrické a excentrické kontrakci (Brown, 2000, p. 152). Pro hodnocení jsme z těchto tří opakování vybrali nejlepší pokus (Brown, 2000, p. 13–14).

Pro druhou část měření jsme zvolili stejný test, který jsme prováděli před aplikací KTM (první měření), ihned po aplikaci KTM (druhé měření) a 24 hodin po aplikaci KTM (třetí měření). Provedení testu předcházelo rozcvičení jako u první části včetně následujících kroků v průběhu testování. V této části byl klíčovým parametrem úhel loketního kloubu, do kterého se proband v průběhu nejlepšího opakování excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* dostal. Sledovali jsme **rozsah pohybu** a nastavení klíčových bodů. Test jsme přerušili v momentě, kdy došlo k vychýlení do patologického nastavení jednotlivých segmentů – odlepení lopatky z frontální roviny, ramenní kloub se vychyluje do protrakce.

Klíčový parametr v hodnocení efektu KTM je **úhel maximálního momentu síly**. Kannus a Jarvinen (1990) uvádějí, že slabší svaly ukáží maximální moment síly později v rozsahu pohybu. Důvodem je nejspíš neuromuskulární facilitace svalu v průběhu pohybu. Z toho plyne, že při facilitaci pohybu ukáží svaly maximální moment síly dříve v rozsahu pohybu. Při inhibici je tomu naopak (Brown, 2000, p. 3–8).

Při sledování kvality provedení jsme si i přes využití fixačních popruhů všimli výrazných souhybů pletence ramenního, i když byla poloha probanda individuálně nastavena. Proto jsme

v další části hodnotili rozsah pohybu během excentrické kontrakce, který byl proband schopen provést bez souhybu pletence ramenního a odlepení lopatky z frontální roviny.

Ze tří měření jsme vybrali vždy nejlepší pokus, ať už se jednalo o úhel maximálního momentu síly v první části měření, tak o rozsah pohybu v části druhé. Abychom mohli jednotlivé hypotézy ověřit, hodnotili jsme změny a rozdíly v jednotlivých aplikačních technikách KTM a vlivu KTM na projevy svalové činnosti nejprve pomocí věcné významnosti. Proto jsme vybrali Cohenův test (*Cohenovo d*), který uvádí relativní změnu průměrů proměnné vzhledem ke směrodatné odchylce měření ve skupině. Jednou z hlavních výhod koeficientu je jeho nezávislost na rozsahu výběru, což je vzhledem k malému výzkumnému souboru žádoucí. Abychom mohli přistoupit k testování statistické významnosti, musela být hodnota *Cohenova d* větší než 0,2. V intervalu od 0,2 do 0,5 hovoříme o malé významnosti. Hodnota 0,5–0,8 znamená střední významnost a *Cohenovo d* větší než 0,8 odpovídá významnosti velké (Cohen, 1994).

4.1 Výzkumný problém a otázky

Výsledky výzkumů uvedených v kapitole 2 prokazují efekt KTM na měkké tkáně, včetně tkáně svalové. Z výsledků ovšem nevyplývá, zda změna směru tahu pásky ovlivňuje její účinek ve svalu. Pokud ano, tak jak se účinek KTM změní a jaký je princip jejího působení. Pro měření jsme vybrali dlouhou hlavu *m. biceps brachii*, který má významnou roli v průběhu útočného úderu. Sval je zároveň dobře přístupný pro měření pomocí izokinetického dynamometru. Klíčovou roli v hodnocení změny svalové činnosti hraje *úhel maximálního momentu síly*.

Kinesio Taping® Method je prezentována jako jedna z technik, jež brání mikrotraumatizacím měkkých tkání a působí preventivně na namáhané úpony svalů v průběhu útočného úderu volejbalisty. Jak tedy aplikovat KTM, abychom co nejlépe ovlivnili úpon dlouhé hlavy *m. biceps brachii*, a bránili tak prohlubující se svalové dysbalanci vznikající v průběhu útočného úderu? Je vhodné využít facilitační svalovou techniku aplikace KTM pro zvýšení nervosvalové dráždivosti? Nebo raději zvolit inhibiční svalovou techniku, která nervosvalovou dráždivost tlumí? Jak facilitační technika se začátkem pásky proximálně v průběhu svalu ovlivní úhel maximálního momentu síly a jak tento parametr ovlivní technika inhibiční?

V rámci své práce jsme se zaměřily rovněž na vliv KTM na rozsah pohybu, který je nezbytný pro ekonomické provedení útočného úderu ve volejbale. Jak tedy KTM ovlivní

rozsah pohybu v průběhu testování? Zvládnou probandi test v nastaveném rozsahu pohybu bez souhybu klíčových pohybových segmentů? Budou v průběhu testu přítomny prvky fyziologie pohybu zodpovědné za kvalitu jeho provedení?

Zároveň nás zajímá délka účinků v průběhu zátěže. Kdy je nejvhodnější aplikovat KTM pro dosažení maximálního efektu? Je maximální efekt patrný ihned po nalepení pásky? Nebo se projevuje až s časovým odstupem 24 nebo 72 hodin? Po formulaci výzkumného problému si klademe následující výzkumné otázky.

VO1 Jak ovlivní aplikace Kinesio Taping® Method *úhel maximálního momentu síly* v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii*?

VO2 Jak ovlivní aplikace Kinesio Taping® Method *rozsah pohybu* v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii*?

VO3 Jak se bude lišit vliv aplikace Kinesio Taping® Method na *úhel maximálního momentu síly* v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii v čase*?

Dynamiku změn průběhu excentrické kontrakce zmíněného svalu budeme sledovat pomocí parametru úhel maximálního momentu síly. Na základě tvrzení Kannuse a Jarvinena (1990) předpokládáme, že slabší svaly ukáží maximální moment síly později v rozsahu pohybu. Důvodem je pomalejší neuromuskulární facilitace svalu v průběhu pohybu. Z toho plyne, že při aplikaci facilitační svalové techniky KTM ukáží svaly maximální moment síly dříve v rozsahu pohybu. Při inhibiční svalové technice by tomu mělo být naopak.

Druhým parametrem je rozsah pohybu. Zde očekáváme zvětšení rozsahu pohybu bez souhybu pletence ramenního do protrakce ramenního kloubu a odlepení lopatky z frontální roviny po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM. U facilitační techniky předpokládáme opačný efekt. Ověřovali jsme platnost následujících hypotéz.

H1 *Úhel maximálního momentu síly* excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* bude po aplikaci *inhibiční* svalové techniky Kinesio Taping® Method větší.

H2 *Úhel maximálního momentu síly* excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* bude po aplikaci *facilitační* svalové techniky Kinesio Taping® Method menší.

H3 Rozsah pohybu se zvětší v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* po aplikaci *inhibiční* svalové techniky Kinesio Taping® Method, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky.

H4 Rozsah pohybu se zmenší v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* po aplikaci *facilitační* svalové techniky Kinesio Taping® Method, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky.

H5 Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* bude 24 hodin od aplikace *inhibiční* svalové techniky Kinesio Taping® Method větší než 72 hodin po její aplikaci.

H6 Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* bude 24 hodin po aplikaci *facilitační* svalové techniky Kinesio Taping® Method menší než 72 hodin po její aplikaci.

H7 Rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* bude 24 hodin po aplikaci *inhibiční* techniky Kinesio Taping® Method větší než ihned po její aplikaci.

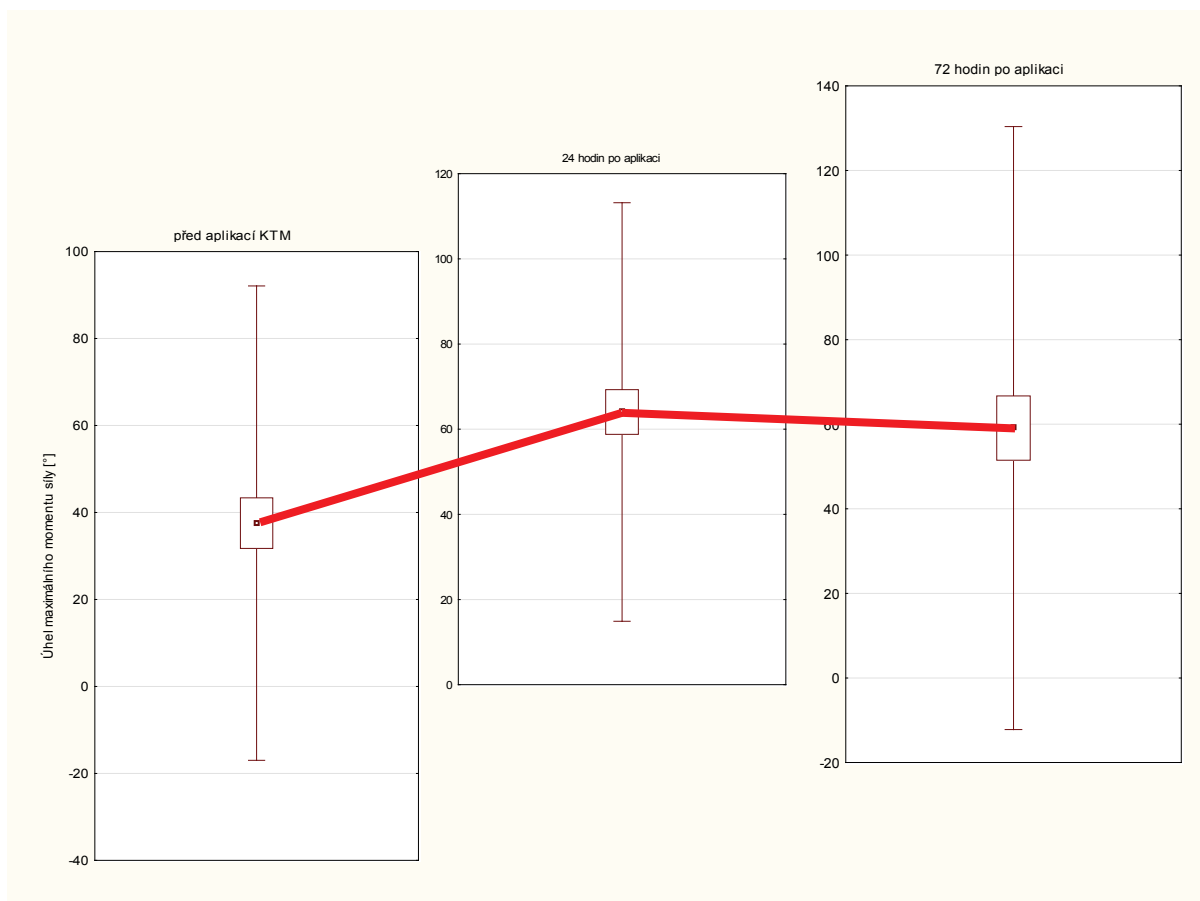
H8 Rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* bude 24 hodin po aplikaci *facilitační* techniky Kinesio Taping® Method menší než ihned po její aplikaci.

4.2 Vliv aplikace Kinesio Taping® Method na úhel maximálního momentu síly

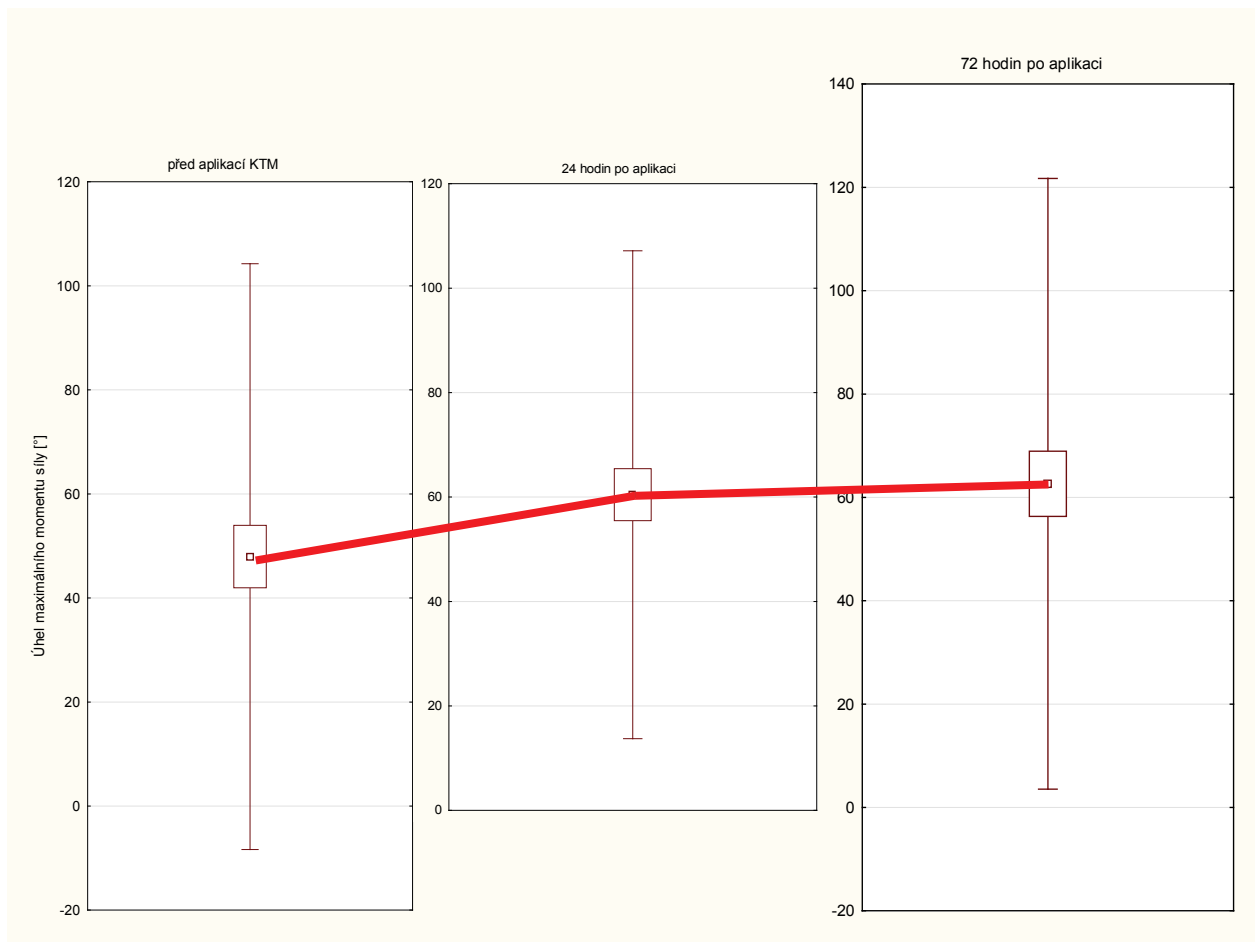
V této podkapitole se budeme zabývat výzkumnou otázkou **VO1**. Jak ovlivní aplikace Kinesio Taping® Method *úhel maximálního momentu síly* v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii*?

Z vedlejších výsledků uvedených zvláště pro inhibiční a facilitační svalovou techniku KTM vyplývá, že obě techniky signifikantně zvětšují úhel maximálního momentu síly, a tlumí tedy neuromuskulární facilitaci. Tento efekt přetrvává i 72 hodin po aplikaci Kinesio Taping® Method. Ovšem po aplikaci inhibiční techniky se 72 hodin po aplikaci úhel maximálního momentu zmenšil. Naproti tomu po facilitační svalové technice s odstupem 72 hodin od aplikace se úhel maximálního momentu zvětšil. Rozdíl mezi hodnotami 24 hodin od aplikace a 72 hodin poté není signifikantní.

U parametru úhel maximálního momentu síly se nedá hovořit o protichůdném efektu jednotlivých svalových technik, jak uvádí Kase, Wallis, & Kase (2003). Vývoj úhlu maximálního momentu síly před, 24 a 72 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM je znázorněn v grafu (obr. 7). Hodnoty pro facilitační svalovou techniku demonstrujeme v grafu na obrázku 8.



Obr. 7 Graf vývoje úhlu maximálního momentu síly před a po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM (□ průměr, ▭ průměr±směrodatná chyba, ┆ průměr±2* směrodatná odchylka)



Obr. 8 Graf vývoje úhlu maximálního momentu síly před a po aplikaci facilitační svalové techniky KTM (□ průměr, ▭ průměr±směrodatná chyba, T průměr±2* směrodatná odchylka)

4.2.1 Inhibiční svalová technika

Po aplikaci inhibiční svalové techniky na *musculus biceps brachii* dominantní paže došlo k dosažení úhlu maximálního momentu síly **později** v průběhu excentrické kontrakce tohoto svalu. Zohledníme-li výsledky Cohenova testu, tak výraznější efekt byl naměřen 24 hodin po aplikaci KTM než 72 hodin po aplikaci pásky. Metoda nejmenších čtverců (MNC) poté potvrdila i statistickou významnost dat ($p < 0,01$).

Při srovnání dat výzkumného souboru ($n=22$) před a 24 hodin po aplikaci KTM hodnota *Cohenova d* dosahovala 1,02, což značí vysokou věcnou významnost. Tabulka 1 shrnuje rozdíly v úhlu maximálního momentu síly ve 24hodinovém intervalu. Hodnoty jsou vyjádřeny ve tvaru průměr a směrodatná odchylka. Po aplikaci inhibiční svalové techniky se úhel maximálního momentu síly zvětšil z původních $37,55 \pm 27,27^\circ$ až na $64,05 \pm 24,57^\circ$ ($p < 0,01$).

Statisticky významný rozdíl ve zvětšení úhlu maximálního momentu síly jsme prokázali metodou nejmenších čtverců ($p < 0,01$) (tab. 2).

Tab. 1 Výsledné hodnoty úhlu maximálního momentu síly

typ svalové techniky KTM	úhel max. momentu síly před KTM [°]	úhel max. momentu síly 24 h po KTM [°]	p
inhibiční	37,55 ± 27,27	64,05 ± 24,57	<0,01

Tab. 2 Výsledky metody nejmenších čtverců pro inhibiční svalovou techniku před KTM a 24 hodin po KTM

koeficient	směrodatná chyba	t-podíl	p-hodnota
0,543993	0,0865049	6,289	3,09e-06 ***

Cohenovo d při srovnání dat výzkumného souboru ($n=22$) před a 72 hodin po aplikaci KTM dosahovalo hodnoty 0,81, což značí hraniční vysokou věcnou významnost. Tabulka 3 shrnuje rozdíly v úhlu maximálního momentu síly v 72hodinovém intervalu. Hodnoty jsou vyjádřeny ve tvaru průměr a směrodatná odchylka. Po aplikaci inhibiční svalové techniky se úhel maximálního momentu síly zvětšil z původních $37,55 \pm 27,27^\circ$ až na $59,09 \pm 35,64^\circ$ ($p < 0,01$). Statisticky významný rozdíl ve zvětšení úhlu maximálního momentu síly jsme prokázali metodou nejmenších čtverců ($p < 0,01$) (tab. 4).

Tab. 3 Výsledné hodnoty úhlu maximálního momentu síly

typ svalové techniky KTM	úhel max. momentu síly před KTM [°]	úhel max. momentu síly 72 h po KTM [°]	p
inhibiční	37,55 ± 27,27	59,09 ± 35,64	<0,01

Tab. 4 Výsledky metody nejmenších čtverců pro inhibiční svalovou techniku před KTM a 72 hodin po KTM

koeficient	směrodatná chyba	t-podíl	p-hodnota
0,538532	0,0874245	6,16	4,12e-06 ***

Na základě zjištěných rozdílů v úhlu maximálního momentu síly v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru před, 24 a 72 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM hypotézu 1 (H1) jednoznačně potvrzujeme.

Přijímáme tvrzení:

Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce musculus biceps brachii je po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM větší.

4.2.2 Facilitační svalová technika

Po aplikaci facilitační svalové techniky na musculus biceps brachii dominantní paže došlo k dosažení úhlu maximálního momentu síly **později** v průběhu excentrické kontrakce tohoto svalu. Zohledníme-li výsledky Cohena testu, tak efekt byl téměř totožný v obou případech. Lehce vyšší hodnota Cohena *d* mluví ve prospěch hodnot naměřených 72 hodin po aplikaci KTM. MNČ poté potvrdila statistickou významnost dat ($p < 0,01$).

Při srovnání dat výzkumného souboru ($n=22$) před a 24 hodin po aplikaci KTM hodnota Cohena *d* dosahovala 0,48, což značí hraniční středně vysokou věcnou významnost. Tabulka 5 shrnuje rozdíly v úhlu maximálního momentu síly ve 24hodinovém intervalu. Hodnoty jsou vyjádřeny ve tvaru průměr a směrodatná odchylka. Po aplikaci facilitační svalové techniky se úhel maximálního momentu síly zvětšil z původních $47,96 \pm 28,15^\circ$ až na $60,46 \pm 23,36^\circ$ ($p < 0,01$). **Statisticky významný rozdíl ve zvětšení úhlu maximálního momentu síly jsme prokázali metodou nejmenších čtverců ($p < 0,01$) (tab. 6).**

Tab. 5 Výsledné hodnoty úhlu maximálního momentu síly

typ svalové techniky KTM	úhel max. momentu síly před KTM [°]	úhel max. momentu síly 24 h po KTM [°]	p
facilitační	$47,96 \pm 28,15$	$60,46 \pm 23,36$	<0,01

Tab. 6 Výsledky metody nejmenších čtverců pro facilitační svalovou techniku před KTM a 24 hodin po KTM

koeficient	směrodatná chyba	t-podíl	p-hodnota
0,790588	0,0713348	11,08	3,11e-010 ***

Cohenovo d při srovnání dat výzkumného souboru (n=22) před a 72 hodin po aplikaci KTM dosahovalo hodnoty 0,51, což značí hraniční středně vysokou věcnou významnost. Tabulka 7 shrnuje rozdíly v úhlu maximálního momentu síly v 72hodinovém intervalu. Hodnoty jsou vyjádřeny ve tvaru průměr a směrodatná odchylka. Po aplikaci facilitační svalové techniky se úhel maximálního momentu síly zvětšil z původních $47,96 \pm 28,15^\circ$ až na $62,64 \pm 29,55^\circ$ ($p < 0,01$). Statisticky významný rozdíl jsme prokázali metodou nejmenších čtverců ($p < 0,01$; tab. 8). **Rozdíl je ovšem statisticky významný pouze ve smyslu zvětšení úhlu maximálního momentu síly.**

Tab. 7 Výsledné hodnoty úhlu maximálního momentu síly

typ svalové techniky KTM	úhel max. momentu síly před KTM [°]	úhel max. momentu síly 72 h po KTM [°]	p
facilitační	$47,96 \pm 28,15$	$62,64 \pm 29,55$	<0,01

Tab. 8 Výsledky metody nejmenších čtverců pro facilitační svalovou techniku před KTM a 72 hodin po KTM

koeficient	směrodatná chyba	t-podíl	p-hodnota
0,739623	0,0674013	10,97	3,72e-010 ***

Na základě zjištěných rozdílů v průběhu excentrické kontrakce *m. biceps brachii* výzkumného souboru před, 24 a 72 hodin po aplikaci facilitační svalové techniky KTM jsme neprokázali statistickou významnost dat ve smyslu zmenšení úhlu maximálního momentu síly. Proto hypotézu 2 (H2) zamítáme.

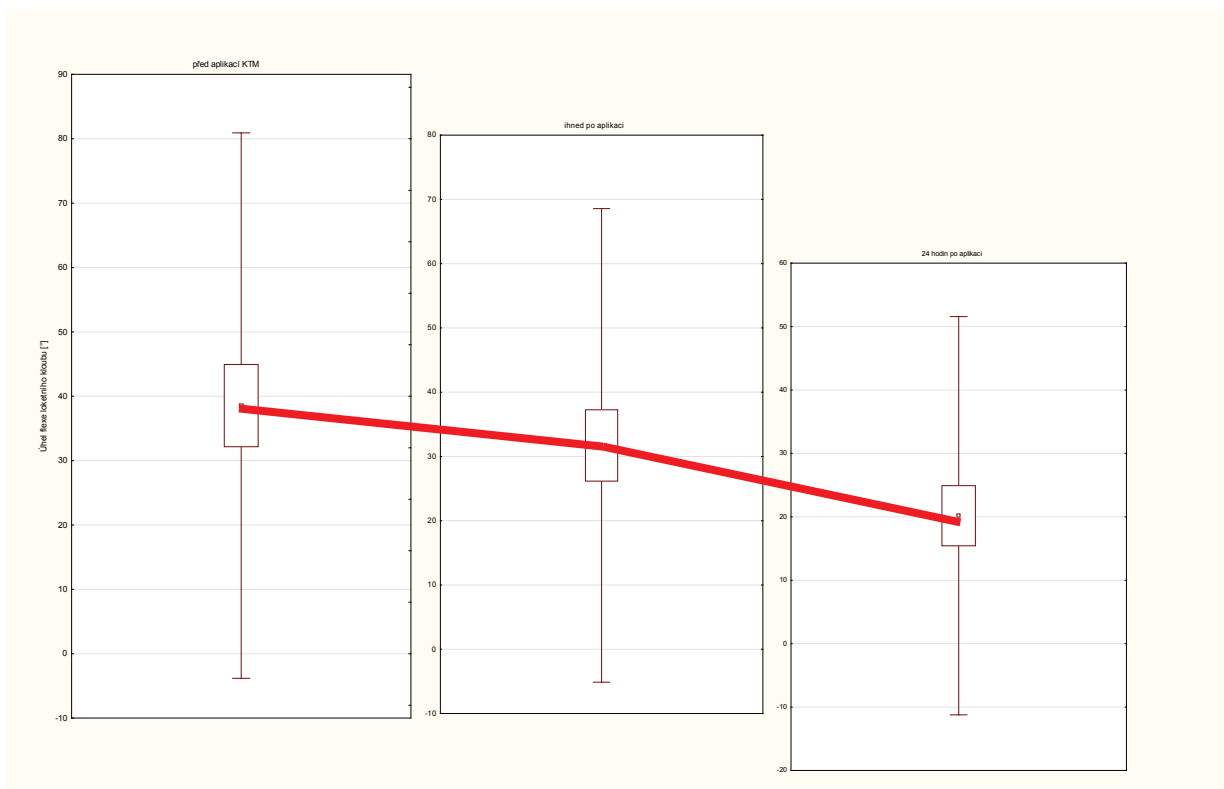
Přijímáme tvrzení:

Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* **není** po aplikaci facilitační svalové techniky KTM menší.

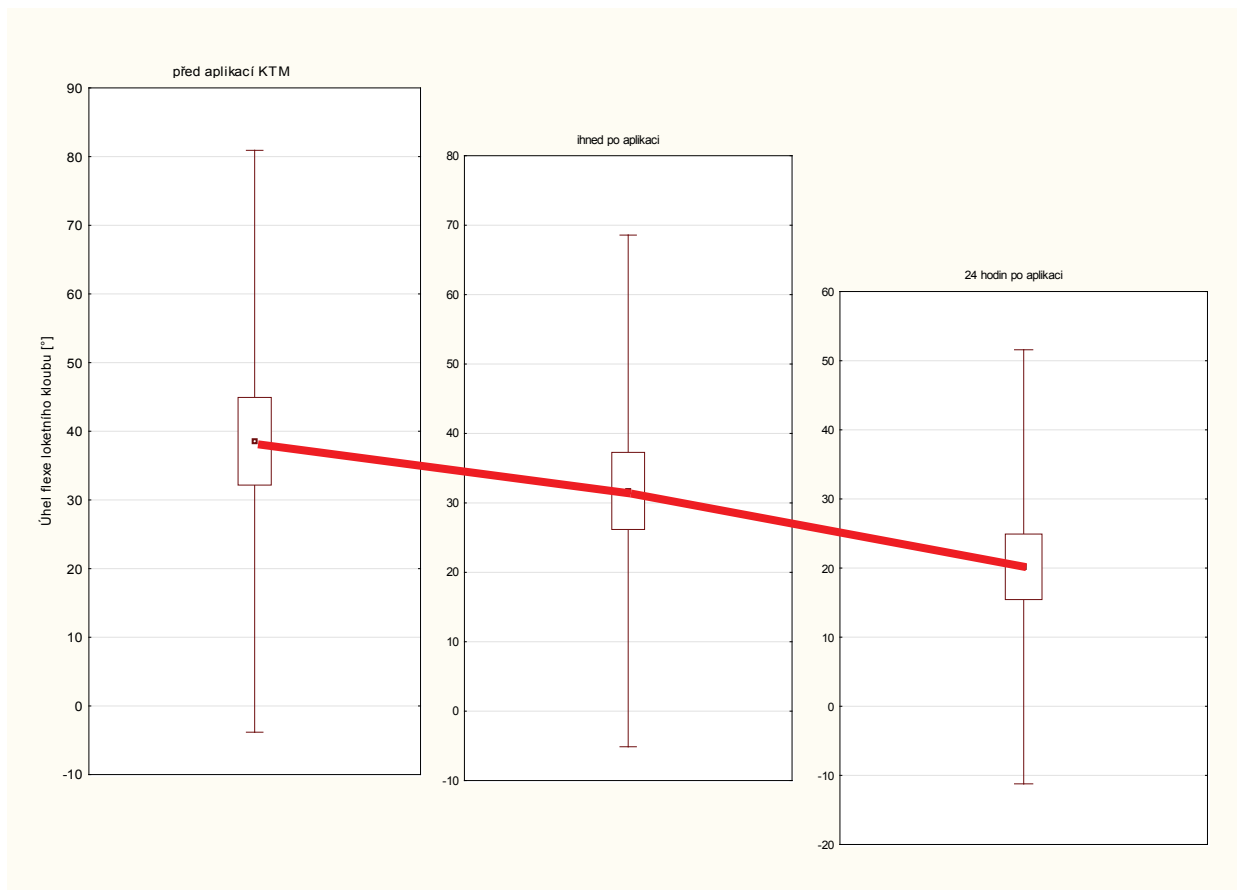
4.3 Vliv aplikace Kinesio Taping® Method na rozsah pohybu

V této podkapitole se budeme zabývat výzkumnou otázkou **VO2**: Jak ovlivní aplikace Kinesio Taping® Method *rozsah pohybu* v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii*?

Z vedlejších výsledků uvedených zvláště pro inhibiční a facilitační svalovou techniku KTM vyplývá, že obě techniky signifikantně zvětšují rozsah pohybu, aniž by došlo k vychýlení klíčových pohybových segmentů do patologického postavení – odlepení lopatek z frontální roviny a posunu ramenního kloubu do protrakce. Tomu neodpovídá protichůdný efekt svalových technik, jak uvádí Kase, Wallis, & Kase (2003). Vývoj úhlu flexe loketního kloubu před aplikací KTM, ihned po ní a 24 hodin po ní ukazují grafy (obr. 9 a 10).



Obr. 9 Graf vývoje úhlu flexe loketního kloubu před, ihned po aplikaci a 24 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM (□ průměr, ▮ průměr±směrodatná chyba, T průměr±2* směrodatná odchylka)



Obr. 10 Graf vývoje úhlu flexe loketního kloubu před, ihned po aplikaci a 24 hodin po aplikaci facilitační svalové techniky KTM (□ průměr, ▮ průměr±směrodatná chyba, T průměr±2* směrodatná odchylka)

4.3.1 Inhibiční svalová technika

Po aplikaci inhibiční svalové techniky na *musculus biceps brachii* dominantní paže došlo ke **zvětšení rozsahu pohybu** v průběhu excentrické kontrakce tohoto svalu bez souhybu pletence ramenního. Zohledníme-li výsledky Cohenaova testu, výraznější efekt byl naměřen 24 hodin po aplikaci KTM než ihned po nanesení pásky. Metoda nejmenších čtverců (MNČ) potvrdila statistickou významnost dat ($p < 0,01$).

Při srovnání dat výzkumného souboru ($n=11$) před a ihned po aplikaci KTM hodnota *Cohenaova d* dosahovala 0,34, což značí nízkou věcnou významnost. Tabulka 9 shrnuje rozdíly v dosaženém úhlu před a ihned po nalepení pásky. Hodnoty jsou vyjádřeny ve tvaru průměr a směrodatná odchylka. Před aplikací inhibiční svalové techniky byl pohyb proveden bez souhybu pletence ramenního do úhlu $38,55 \pm 21,18^\circ$ flexe loketního kloubu ($p < 0,01$). Po

aplikaci pásky se rozsah pohybu zvětšil a byl proveden po $31,73 \pm 18,42^\circ$ flexe loketního kloubu ($p < 0,01$). **Statisticky významný rozdíl ve smyslu zvětšení rozsahu pohybu jsme prokázali metodou nejmenších čtverců ($p < 0,01$) (tab. 10).**

Tab. 9 Výsledné hodnoty dosaženého úhlu flexe loketního kloubu

typ svalové techniky KTM	úhel před KTM [°]	úhel ihned po KTM [°]	p
inhibiční	$38,55 \pm 21,18$	$31,73 \pm 18,42$	<0,01

Tab. 10 Výsledky metody nejmenších čtverců pro inhibiční svalovou techniku před KTM a ihned po KTM

koeficient	směrodatná chyba	t-podíl	p-hodnota
1,18933	0,0503278	23,63	4,18e-010 ***

Hodnota *Cohenova d* při srovnání dat výzkumného souboru ($n=11$) před a 24 hodin po aplikaci KTM dosahovala 0,99, což značí vysokou věcnou významnost. Tabulka 11 shrnuje rozdíly v dosaženém úhlu před a 24 hodin po nalepení pásky. Hodnoty jsou vyjádřeny ve tvaru průměr a směrodatná odchylka. Před aplikací inhibiční svalové techniky byl pohyb proveden bez souhybu pletence ramenního do úhlu $38,55 \pm 21,18^\circ$ flexe loketního kloubu ($p < 0,01$). Po aplikaci pásky se rozsah pohybu zvětšil a byl proveden po $20,18 \pm 15,7^\circ$ flexe loketního kloubu ($p < 0,01$). **Statisticky významný rozdíl ve smyslu zvětšení rozsahu pohybu jsme prokázali metodou nejmenších čtverců ($p < 0,01$) (tab. 12).**

Tab. 11 Výsledné hodnoty dosaženého úhlu flexe loketního kloubu

typ svalové techniky KTM	úhel před KTM [°]	úhel 24 h po KTM [°]	p
inhibiční	$38,55 \pm 21,18$	$20,18 \pm 15,7$	<0,01

Tab. 12 Výsledky metody nejmenších čtverců pro inhibiční svalovou techniku před KTM a 24 hodin po KTM

koeficient	směrodatná chyba	t-podíl	p-hodnota
1,68255	0,129565	12,99	1,39e-07 ***

Na základě zjištěných rozdílů v rozsahu pohybu (ROM) v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru před, ihned po a 24 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM hypotézu 3 (H3) jednoznačně potvrzujeme.

Přijímáme tvrzení:

ROM je větší v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky.

4.3.2 Facilitační svalová technika

Po aplikaci facilitační svalové techniky na musculus biceps brachii dominantní paže došlo ke **zvětšení rozsahu pohybu** v průběhu excentrické kontrakce tohoto svalu bez souhybu pletence ramenního. Zohledníme-li výsledky Cohena testu, tak výraznější efekt byl naměřen 24 hodin po aplikaci KTM, než ihned po nanesení pásky. Metoda nejmenších čtverců (MNČ) poté potvrdila statistickou významnost dat ($p < 0,01$).

Při srovnání dat výzkumného souboru ($n=11$) před a ihned po aplikaci KTM hodnota Cohena d dosahovala 0,22, což značí hraničně nízkou věcnou významnost. Tabulka 13 shrnuje rozdíly v dosaženém úhlu před a ihned po nalepení pásky. Hodnoty jsou vyjádřeny ve tvaru průměr a směrodatná odchylka. Před aplikací facilitační svalové techniky byl pohyb proveden bez souhybu pletence ramenního do úhlu $40,46 \pm 26,53^\circ$ flexe loketního kloubu ($p < 0,01$). Po aplikaci pásky se rozsah pohybu zvětšil a byl proveden po $34,91 \pm 24,57^\circ$ flexe loketního kloubu ($p < 0,01$). **Statisticky významný rozdíl ve smyslu zvětšení rozsahu pohybu jsme prokázali metodou nejmenších čtverců ($p < 0,01$) (tab. 14).**

Tab. 13 Výsledné hodnoty dosaženého úhlu flexe loketního kloubu

typ svalové techniky KTM	úhel před KTM [°]	úhel ihned po KTM [°]	p
facilitační	$40,46 \pm 26,53$	$34,91 \pm 24,57$	$< 0,01$

Tab. 14 Výsledky metody nejmenších čtverců pro facilitační svalovou techniku před KTM a ihned po KTM

koeficient	směrodatná chyba	t-podíl	p-hodnota
1,10734	0,0785952	14,09	6,37e-08 ***

Hodnota *Cohenova d* při srovnání dat výzkumného souboru (n=11) před a 24 hodin po aplikaci KTM dosahovala 0,99, což značí vysokou věcnou významnost. Tabulka 15 shrnuje rozdíly v dosaženém úhlu před a 24 hodin po nalepení pásky. Hodnoty jsou vyjádřeny ve tvaru průměr a směrodatná odchylka. Před aplikací facilitační svalové techniky byl pohyb proveden bez souhybu pletence ramenního do úhlu $40,46 \pm 26,53^\circ$ flexe loketního kloubu ($p < 0,01$). Po aplikaci pásky se rozsah pohybu zvětšil a byl proveden po $18,27 \pm 17,12^\circ$ flexe loketního kloubu ($p < 0,01$). **Statisticky významný rozdíl ve smyslu zvětšení rozsahu pohybu jsme prokázali metodou nejmenších čtverců ($p < 0,01$) (tab. 16).**

Tab. 15 Výsledné hodnoty dosaženého úhlu flexe loketního kloubu

typ svalové techniky KTM	úhel před KTM [°]	úhel 24 h po KTM [°]	p
facilitační	$40,46 \pm 26,53$	$18,27 \pm 17,12$	<0,01

Tab. 16 Výsledky metody nejmenších čtverců pro facilitační svalovou techniku před KTM a 24 hodin po KTM

koeficient	směrodatná chyba	t-podíl	p-hodnota
1,86839	0,17363	10,76	8,09e-07 ***

Na základě zjištěných rozdílů v rozsahu pohybu (ROM) v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru před, ihned po a 24 hodin po aplikaci facilitační svalové techniky KTM jsme neprokázali statistickou významnost dat ve smyslu zmenšení rozsahu pohybu, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky. Proto hypotézu 4 (H4) zamítáme.

Přijímáme tvrzení:

*ROM **není menší** v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii po aplikaci facilitační svalové techniky KTM, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky.*

5 Diskuze

Dagmar Moc Králová

V dosud existujících studiích je stále velká spousta neznámých, především ohledně postupu při aplikaci KTM a vlivu této metody na svalovou aktivitu. Rešerší výzkumných prací jsme získali nezbytné informace, které nám umožnily připravit a realizovat výzkum vlivu KTM na projev svalové činnosti *musculus biceps brachii* tak, aby odpovídal standardním postupům. Rovněž nám umožnil podrobit výsledky vlastního výzkumného šetření diskusi.

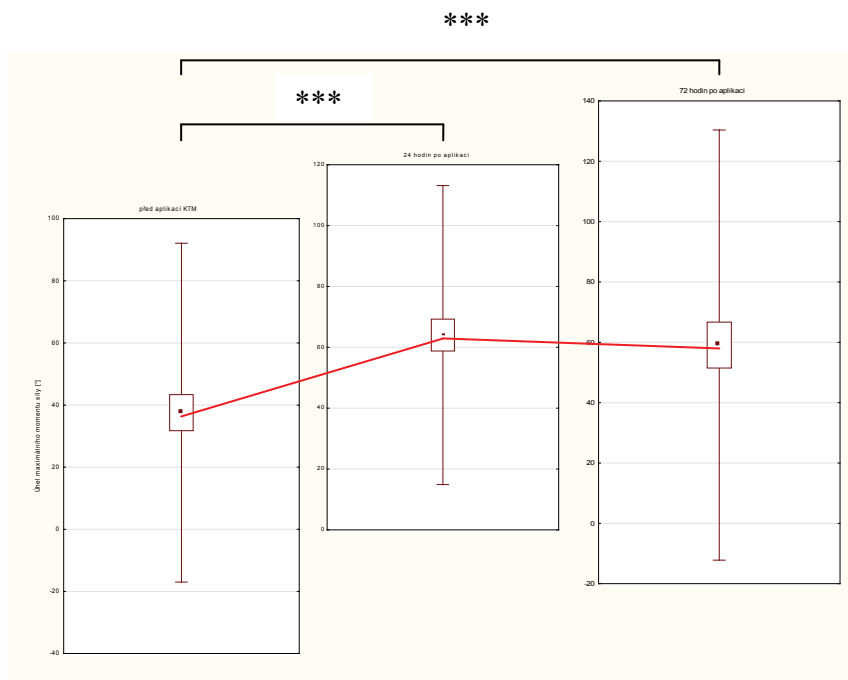
5.1 Efekt Kinesio Taping® Method

Kase, Wallis, & Kase (2003, p. 14) se zmiňují o směru tejpování u svalové techniky. Při vedení tahu od začátku svalu k jeho úponu dochází k facilitaci svalové kontrakce, při tahu opačným směrem k její inhibici (Kinesio Taping® Association International, 2011; Kase, Wallis, & Kase, 2003). Otázkou je, zda začátek a úpon svalu v dynamickém modelu pohybu hrají roli ve využití případného směru tahu pásky. Dle čeho tedy určujeme začátek svalu a jeho úpon, chceme-li podpořit excentrickou kontrakci? Je rozdíl v aplikaci KTM při facilitaci koncentrické a excentrické kontrakce (Kase, Wallis, & Kase, 2003, p. 12–14)?

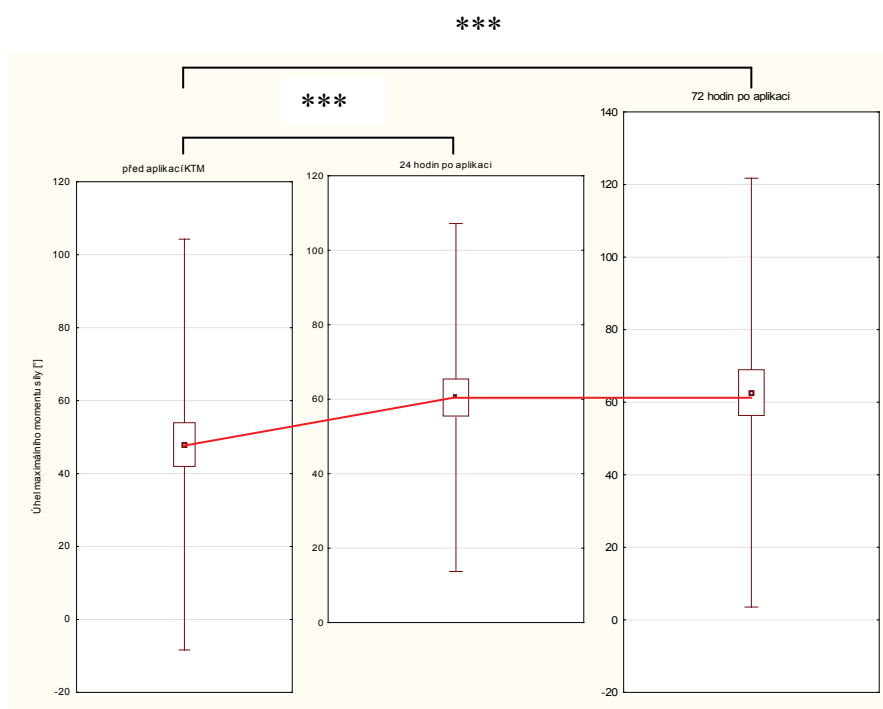
Na základě tvrzení Kannuse a Jarvinena (1990), že slabší svaly ukáží maximální moment síly později v rozsahu pohybu, jsme odvodili, že při aplikaci facilitační svalové techniky KTM dochází k neuromuskulární facilitaci, a proto se maximální moment síly svalu objeví dříve v rozsahu pohybu. Při inhibiční svalové technice by tomu mělo být naopak. Důvodem je pomalejší neuromuskulární facilitace svalu v průběhu pohybu.

Şimşek et al. (2013) srovnávali svalovou sílu po aplikaci KTM u jedné skupiny se svalovou silou po aplikaci falešné pásky u skupiny druhé. Testovali flexi, extenzi, abdukci, zevní a vnitřní rotaci ramenního kloubu u pacientů s jeho funkční poruchou. Statisticky významný rozdíl zaznamenali pouze při pohybu do zevní rotace u skupiny léčené KTM.

V naší práci jsme ovšem došli k závěru, že oba typy svalové techniky mají obdobný efekt na úhel maximálního momentu síly v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii* (obr. 11 a 12). Domníváme se, že oba typy svalové techniky dráždí Golgiho šlachová tělíčka i svalová vřeténka obdobným způsobem, přestože páska má jiný směr tahu. Klíčovým faktorem zde může být míra tahu, která je u facilitační i inhibiční svalové techniky velice podobná.



Obr. 11 Graf vývoje úhlu maximálního momentu síly před, 24 a 72 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM (□ průměr, ▮ průměr±směrodatná chyba, T průměr±2* směrodatná odchylka)



Obr. 12 Graf vývoje úhlu maximálního momentu síly před, 24 a 72 hodin po aplikaci facilitační svalové techniky KTM (□ průměr, ▮ průměr±směrodatná chyba, T průměr±2* směrodatná odchylka)

Alexander, McMullan, & Harrison (2008) se ve svých studiích zabývali inhibičním efektem fixačního tejpů a KTM, kdy byla páska aplikována ve směru svalových vláken *musculus trapezius* a *musculus triceps surae*. Jednotlivé svaly tejpovali nezávisle na sobě a došli k závěru, že KTM nemá na svalovou aktivitu žádný efekt (Alexander, McMullan, & Harrison, 2008; Alexander, Stynes, Thomas, Lewis, & Harrison, 2003).

Kuo & Huang (2013) sledovali efekt inhibiční a facilitační svalové techniky KTM na izometrickou sílu extenzorů zápěstí. K jejímu signifikantnímu zvýšení došlo při aplikaci facilitační svalové techniky. U inhibiční svalové techniky nebyl prokázán statisticky významný rozdíl. V metodologii je ovšem popsán tah pásky 110 %, který neodpovídá svalové technice. Ta používá 15 až 35 % tahu.

Kase, Wallis, & Kase (2003, p. 14) ve svých knihách varují, že méně tahu je někdy více (Kase, Hashimoto, & Okane, 2003; Kase, Wallis, & Kase, 2003). Bohužel v mnoha jejich studiích se nedozvíme, jakou míru tahu využili. Itoh, Hayashi, & Kubota (2004) prokázali, že maximálně protažená páska aplikovaná ve směru vláken na laterální stranu kolenního kloubu snižuje latenci napínacího reflexu hamstringů (Itoh, Hayashi, & Kubota, 2004).

Kase (2005) se zabýval zjišťováním rozdílů v aplikaci KTM s tahem 25 %, 50 % a 100 %. Zároveň porovnával efekt pásek o různých šířkách. Lifting kůže a dalších vrstev sledoval prostřednictvím diagnostického ultrazvuku. Prokázal efekt jak na lymfatické řečiště, tak na fascie pomocí specifické šíře pásky a množství tahu. To znamená, že je nezbytně nutné popisovat v metodice míru tahu a držet se oficiálních směrnic KTM.

Yoshida & Kahanov (2007) prokázali efekt KTM aplikované na oblast bederních vzpřimovačů na **rozsah pohybu** při flexi trupu. Z výsledků našich měření vyplývá, že obě techniky signifikantně zvětšují rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce *m. biceps brachii*, aniž by došlo k vychýlení klíčových pohybových segmentů do patologického postavení – odlepení lopatek z frontální roviny a posun ramenního kloubu do protrakce. Příčinou může být podobný princip jako u úhlu maximálního momentu síly, kdy oba typy svalové techniky dráždí Golgiho šlachová tělíska i svalová vřetenka stejnou mírou, přestože mají jiný směr tahu. Zároveň může být kontraktální složka ovlivněna *liftingem* kůže, kdy dochází ke zvětšení prostoru pod páskou, a tím i ke zlepšení perfuze tkáně oběma svalovými technikami.

Dalším důležitým faktorem, který jsme pozorovali, je **délka aplikace pásky**. Aby nedošlo k hyperstimulaci receptorů kůže a dalších měkkých tkání, je nutné ponechat pásku na příslušném místě maximálně tři až pět dní podle cíle, který si stanovíme. Pak by měla

následovat alespoň dva dny pauza (Kase, Hashimoto, Okane, 2003; Kase, Wallis, & Kase, 2003).

Při volbě intervalů jsme vycházeli z poznatků Slupika et al. (2007), kteří největší efekt KTM na zvýšení svalového napětí zaznamenali 24 hodin od aplikace a potom 48 hodin po jeho odstranění. Délka přiložení pásky byla 24 hodin (Słupik, Dwornik, Białoszewski, & Zych, 2007).

Proto jsme v obou částech výzkumu hodnotili efekt 24 hodin po aplikaci. Zároveň jsme přidali hodnocení ihned po aplikaci KTM. Zde jsme vycházeli z výsledků Kaseho (2005), který pod ultrazvukovou kontrolou hodnotil efekt různých šířek pásky na vrstvy měkkých tkání 3 minuty po aplikaci. Při měření úhlu maximálního momentu síly jsme využili interval 72 hodin po aplikaci KTM, abychom ozřejmili vhodný časový interval před sportovním výkonem.

Z našich měření vyplývá, že obě techniky výrazněji zvětšují rozsah pohybu 24 hodin po aplikaci KTM než ihned po aplikaci. Mohli bychom tedy potvrdit výsledky Slupika et al. (2007), kteří největší efekt KTM zaznamenali 24 hodin od aplikace. Totéž platí při hodnocení úhlu maximálního momentu síly, které probíhalo před aplikací KTM, 24 a 72 hodin po aplikaci. Zde byl efekt 24 hodin po aplikaci KTM nejvýraznější pouze pro inhibiční svalovou techniku. Trend jednotlivých parametrů demonstrujeme pomocí grafů ve výsledkové části (obr. 7–12).

V roce 2011 jsme provedli případovou studii týkající se efektu KTM. Srovnávali jsme terapeutický vliv samotné aplikace KTM, aplikaci KTM jako součást individuálního fyzioterapeutického plánu a dopad pouze individuální fyzioterapie u hráčů volejbalu s bolestí ramenního kloubu. Bylo provedeno termografické vyšetření, při kterém jsme zaznamenali výraznou změnu teploty i v hlubších tkáních 48 hodin po aplikaci KTM. Tento stav trval i následujících 24 hodin po sejmutí pásky (Králová & Řezaninová, 2013; Králová, 2012).

Zároveň z výsledků vyplývá subjektivní zmírnění bolesti i funkce ramenního pletence a zvýšené prokrvení v oblasti pásky 48 hodin po její aplikaci. To znamená, že při zranění pohybového aparátu v akutní fázi bychom měli zvážit, zda je aplikace KTM na místě. Pokud ano, tak se zaměřit na vhodnou strategii v léčbě a použití KTM, aby nedošlo ke zhoršení obtíží (Králová & Řezaninová, 2013; Králová, 2012).

Z našeho pohledu nelze opomenout i možné ukazatele kvality řízení motoriky. Proto bychom měli vždy do vyšetření klienta zařadit některé testy kortikálních funkcí. Ty mohou ovlivnit vnímání i sebemenších detailů pohybu. Domníváme se, že klienti s vysokou kvalitou

kortikálních funkcí mohou na KTM reagovat lépe než ti, kteří mají tyto kvality zhoršené (Králová & Řezaninová, 2013).

Odrazem kvality řízení je propiocepce. Chabá propiocepce může být kompenzována adekvátním zvýšením svalové síly, což se odrazí i ve zlepšení funkčních schopností. Je otázkou, do jaké míry je tento kompenzační mechanismus šetrný v dlouhodobém horizontu a není-li pro pohybový aparát ekonomičtější zlepšit propiocepci, a tím optimalizovat svalové napětí.

Fratocchi et al. (2013) při hodnocení efektu KTM použili nejen EMG, ale i izokinetický dynamometr včetně vnímání polohy kloubu. Tento test probíhal bez zrakové kontroly. Maenhout et al. (2012) měřili vliv tendinopatie rotátorové manžety na propiocepci vnímáním síly a na svalovou sílu pomocí izometrické kontrakce. Došli k závěru, že v rehabilitaci by měl být kladen větší důraz na vnímání pohybu, aby došlo k adekvátní svalové síle v průběhu pohybu.

5.2 Měření svalové činnosti

Riemann, Myers, & Lephart (2002, p. 85–86) zdůrazňují, že interakce a vztahy mezi jednotlivými částmi senzomotorického systému extrémně ztěžují měření a analýzu specifických funkcí pohybového aparátu. Máme-li poskytnout komplexní pohled na výsledky takových měření, je nutné vzít v potaz četné kompenzační mechanismy vyskytující se v rámci systému. Většina technik hodnotících celistvost a funkci jednotlivých komponent senzomotorického systému tak činí skrze proměnné v průběhu aferentní či eferentní dráhy, výsledek aktivace kosterního svalstva nebo kombinaci předchozích metod. V současné době neexistuje metoda, která by izolovaně zkoumala funkci vyšších nervových center zodpovědných za integrační procesy pohybového projevu (Riemann, Myers, & Lephart, 2002).

Van Der Esch et al. (2007) poukazují na velmi jemný vztah mezi propiocepcí a funkční schopností pohybového aparátu. Dle nich propiocepce nepřímo ovlivňuje funkční schopnost prostřednictvím modulace vztahu mezi svalovou silou a funkční schopností. Chabá propiocepce může být kompenzována adekvátním zvýšením svalové síly, což se odrazí i ve zlepšení funkčních schopností. Je otázkou, do jaké míry je tento kompenzační mechanismus šetrný v dlouhodobém horizontu a není-li pro pohybový aparát ekonomičtější zlepšit propiocepci, a tím optimalizovat svalové napětí.

Autorů hodnotících projev svalové aktivity s ohledem na vlastnosti senzomotorického systému přibývá (Janwantanakul, Magarey, Jones, Grimmer, & Miles, 2003; Lephart & Jari, 2002; Myers, Wassinger, & Lephart, 2006; Pai, Rymer, Chang, & Sharma, 1997; Riemann & Lephart, 2002; Riemann, Myers, & Lephart, 2002; Sharma, Pai, Holtkamp, & Rymer, 1997; Van Der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems, & Dekker, 2007). Měření svalové síly doplňují o různé typy senzomotorických testů zaměřených na koordinaci, představu o vlastním těle či vnímání zevních podmínek při pohybové činnosti. Výzkum tedy zahrnuje jak testování eferentní, tak aferentní dráhy.

Neopomenutelnou roli při měření svalové aktivity má i stav organismu. Účinek na zdravý organismus a na organismus s poruchou způsobující svalovou dysbalanci může mít stejný vliv, ale efektivita je různá, někdy i opačná (Vrbová, Pavlů, & Pánek, 2011).

5.3 Možnosti měření činnosti eferentní dráhy

Studiem dostupné literatury jsme se snažili vybrat vhodnou neinvazivní metodu pro hodnocení efektu KTM. Nejprve jsme uvažovali o EMG. Hlavním cílem této metody je detekce elektrické aktivity skeletálních svalů. EMG signál zachycuje iniciaci, náběh a vrchol svalové aktivity. V jejím průběhu lze hodnotit frekvenci a amplitudu elektrické dráždivosti. Všechny tyto parametry jsou závislé na svalové kontrakci, která vzniká obdržáním akčního potenciálu z axonu motorického nervu. EMG využívá elektrody, které zaznamenávají a nahrávají vlnu depolarizace a následné repolarizace v průběhu akčního potenciálu (Jaggi, Malone, Cowan, Lambert, Bayley, & Cairns, 2009).

V průběhu pilotní studie jsme zjistili, že se při tomto typu vyšetření vyskytuje mnoho faktorů, které znemožňují jednoznačně určit efekt KTM. Jedním z nich je nemožnost přesně určit měřený sval v oblastech, kde se překrývá více svalů a kontraktálních elementů. Elektrody povrchové EMG totiž snímají signál do hloubky 2 cm. Také při opakovaném měření téhož svalu nemůžeme zaručit přesnost. Motorické jednotky jsou natolik malé oblasti, že při jejich náboru se počty budou vždy lišit. Dále vzniká mnoho interferencí závislých na počtu nabraných motorických jednotek. K interferencím dochází i ve vztahu k aktivitě mozkových buněk (Riemann, Myers, & Lephart, 2002, p. 89–91).

Na základě zkušeností z pilotní studie jsme se rozhodli pro měření vlastností svalového projevu pomocí izokinetického dynamometru. Hlavním cílem není okamžité a přímé hodnocení svalové síly, ale výsledný dopad descendentních nervových drah na svalovou

činnost. To znamená, že jde o integraci vyšších nervových drah do pohybového projevu jako jedné z částí senzomotorického systému.

Izokinetická dynamometrie je charakteristická tvorbou proměnlivého odporu a jeho měřením. Používá se téměř výhradně k měření volní svalové kontrakce (Brown, 2000, p. 3–5; Riemann, Myers, & Lephart, 2002, p. 91). Testování v izokinetickém režimu se rovněž využívá k odhalení nedostatečné funkční schopnosti pohybového aparátu u sportovců s instabilními klouby. Často se v tomto stavu objevuje bolestivost nestabilních kloubů, která je známkou progresu svalové dysbalance a poruchy řídicích mechanismů neuromuskulárního systému (Brown, 2000, p. 7–8; Dvir, 2004).

5.4 Výběr vhodných parametrů při testování

Pro testování na izokinetickém dynamometru jsme vybrali *m. biceps brachii*. Itoi et al. (1993) upozorňují na jeho výraznou aktivitu při anteriorní stabilizaci hlavice humeru v pozici 90° abdukce a 60°, 90° a 120° zevní rotace pletence ramenního. Obě hlavy *m. biceps brachii* se účastní stabilizace do 90° zevní rotace. Při 120° zevní rotace ovšem aktivitu výrazně přebírá *caput longum m. biceps brachii*. Aktivita obou hlav stoupá s klesající stabilitou kloubu. Další funkcí tohoto svalu je brzdňý pohyb v průběhu nápřahu, kdy pracuje excentricky.

Excentrická kontrakce svalu je způsobena aktivním protažením svalových fasciкулů v průběhu kontrakce (Enoka, 1996). V průběhu vynuceného prodlužování svalových vláken se protahují elastické komponenty svalu, zatímco svalová vlákna se kontrahují. Tyto mechanické podmínky s ohledem na excentrickou kontrakci vyvolávají vyšší moment síly, což podporuje inhibiční mechanismy, které chrání kontraktlní struktury a šlachy (Duchateau & Enoka, 2008; Guilhem, Cornu, & Guével, 2011). Z toho důvodu je tento typ kontrakce významný nejen při sportu, ale při jakémkoliv pohybovém projevu. Podílí se totiž na stabilizaci pohybového segmentu (Visnes & Bahr, 2007).

Záměrně jsme nevybrali test, kde *musculus biceps brachii* pracuje v koaktivaci při pohybu ramenního kloubu. Důvodem pro volbu testu flexe a extenze loketního kloubu bylo mnohonásobně nižší riziko mikrotraumatizace měkkých tkání. Test probíhal v lehu na zádech. Tuto pozici jsme zvolili s ohledem na výsledky studie hodnotící efekt polohy těla na kinestezii, která upozorňuje na statisticky významně nižší výskyt chyb měření ramenního kloubu v lehu na zádech oproti pozici v sedu (Janwantanakul, Magarey, Jones, Grimmer, & Miles, 2003, p. 67–73).

Fratocchi et al. (2013) hodnotili efekt KTM ve srovnání se skupinou bez pásky a s placebo páskou. Pro test využili izokinetický režim dynamometru a prováděli test flexe a extenze loketního kloubu v sedu. Efekt KTM byl prokázán pouze pro maximální moment síly při koncentrické kontrakci flexorů loketního kloubu. S ohledem na nedostatečnou fixaci trupu pomocnými pásy mohlo být provedení excentrické kontrakce nekvalitně provedené spolu se souhyby pletence ramenního, což mohlo ovlivnit výsledky výzkumu. Zároveň už samotná pozice v sedu je posturálně náročnější než leh na zádech.

Pro testování jsme zvolili rozsah pohybu od 100° do 10° flexe v loketním kloubu. To znamená, že jsme se vyvarovali krajního rozsahu pohybu, kdy se do stabilizace kloubu zapojují i mechanické stabilizátory. Naproti tomu ve středním rozsahu pohybu hrají hlavní roli stabilizátory dynamické (Lephart & Jari, 2002, p. 3).

Režim přístroje pro test flexe a extenze loketního kloubu byl izokinetický. Pojem *izokinetika* se vztahuje k typu pohybu a znamená pohyb s proměnlivým odporem a konstantní rychlostí. Vztahuje se ke specifické situaci, ve které sval či skupina svalů působí proti kontrolovanému přizpůsobujícímu se odporu. Tento typ testování se nejvíce přibližuje situacím ve sportu, kdy se odpor mění v závislosti na herní situaci. Limitem přístroje je úhlová rychlost pohybu. V průběhu sportovní činnosti není přirozené, aby byla konstantní (Brown, 2000, p. 6).

Při testování téhož zdravého svalu v koncentrické a excentrické kontrakci současně jsme nastavili úhlovou rychlost 60°/s. Tuto rychlost použili i Marchant, Greig, & Scott, (2009). Ti se ovšem zaměřili na hodnocení koncentrické kontrakce flexorů loketního kloubu u dominantní paže při instrukcích vedoucích k upozornění na podmínky zevního nebo vnitřního prostředí. Beck et al. (2006) srovnávali odpověď *m. biceps brachii* při EMG a mechanomyografii v průběhu excentrické kontrakce s úhlovou rychlostí 30°/s. Vyšší úhlové rychlosti se používají pro zjištění výbušné síly svalů, kdy svaly pracují koncentricky. V naší studii jde o zajištění stabilizace pohybového segmentu a brzdou sílu, kdy používáme nižší úhlovou rychlost. Howatson et al. (2009) pro zahřátí použili 10 opakování pro rychlost 30°/s, 45°/s a 60 °/s. V hlavní části měření provedli vždy 3 opakování pro úhlovou rychlost 60°/s a 210°/s.

Před hlavní částí měření každý proband 10 minut zahříval testovanou horní končetinu pomocí zeleného therabandu, což je nutné pro přípravu svalů. Poté proběhlo přesné nastavení polohy, vysvětlení testu a pět provedení při úhlové rychlosti 60°/s na submaximální intenzitě zátěže. Po 3minutové pauze následoval hlavní test, který zahrnoval tři opakování při úhlové

rychlosti 60°/s na maximální intenzitě zátěže. Guilhem, Cornu, & Guével (2011) před samotným testováním absolvovali s probandy seznamovací schůzku, na níž proběhla instruktáž o izokinetickém dynamometru. Naproti tomu Marchant, Greig, & Scott (2009) před hlavním testem neprovedli ani seznamovací schůzku, ani přípravu svalu.

Jako vhodné parametry pro hodnocení efektu Kinesio Taping® Method (KTM) na průběh kontrakce jsme zvolili úhel maximálního momentu síly v průběhu nejlepšího opakování excentrické kontrakce musculus biceps brachii. Kannus a Jarvinen (1990) uvádí, že slabší svaly ukáží maximální moment síly později v rozsahu pohybu. Důvodem je nejspíš pomalý nástup neuromuskulární facilitace svalu v průběhu pohybu. Z toho plyne, že při facilitaci pohybu ukáží svaly maximální moment síly v rozsahu pohybu dříve. Při inhibici je tomu naopak (Brown, 2000, p. 3–8). Beck et al. (2006) sledovali v průběhu excentrické kontrakce *m. biceps brachii* křivku momentu síly a hodnotili, ve které její části se moment síly dostal nad 60 % a ve které byl nižší. Proto by bylo výhodné zaznamenat i křivku jednotlivých parametrů a pozorovat jejich trend.

Během první části měření jsme si všimli nekvalitního provedení pohybu, přestože jsme využili fixační pásy. Proto jsme doplnili měření o druhou část, kde jsme hodnotili ROM za předpokladu kvalitního provedení bez souhybu pletence ramenního. Zde jsme se zaměřili na kontraktilní a nekontraktilní komponenty svalu, které jeho vlastnosti v průběhu excentrické kontrakce ovlivňují (Duchateau & Enoka, 2008).

5.5 Instruktáž v průběhu testování

Howatson et al. (2009) při testování flexe a extenze loketního kloubu použili navíc vizuální zpětnou vazbu prostřednictvím monitoru dynamometru. I tento detail ovlivní výsledky projevu svalové činnosti. Vnímání zevního prostředí ve srovnání s upřením pozornosti k vlastnímu tělu a jejich vlivům na projevy svalové činnosti zkoumali Marchant, Greig, & Scott (2009). Došli k závěru, že pokud chceme zvýšit produkci síly, je výhodnější podpořit pozornost k zevnímu prostředí. Instrukce, které vedou pozornost k provedení pohybu, zvyšují svalovou aktivaci, ne však zvýšení svalové síly.

Fratocchi et al. (2013) využili dle Marchanta, Greiga, & Scotta (2009) zaměření na vnitřní pozornost. Vzhledem k tomu, že pro test flexe a extenze loketního kloubu využili pozici v sedu bez fixačních popruhů, pokyny zaměřili na jeho správné provedení. To je ovšem v průběhu excentrické kontrakce velmi těžké. Efekt KTM byl prokázán pouze pro maximální moment síly při koncentrické kontrakci flexorů loketního kloubu. Pro excentrickou kontrakci

výsledky neprokázaly statistickou významnost. S ohledem na závěry Marchanta, Greiga, & Scotta (2009) by výsledky Fratocchiho et al. (2013) mohly být jiné v případě převedení pozornosti na zevní podmínky.

Čápková (2008, p. 25) i Véle (2012, p. 24–25) upozorňují na nutnost pracovat s jedincem nejen jako s fyzikálním strojem, ale respektovat i jeho myšlení. Proto je nejen v terapii, ale i při měření nutné zvolit adekvátní motivaci probandů. Ta je velice individuální, závislá na aktuální náladě, situaci, prováděném úkolu, i na věku, zdravotním stavu a dalších okolnostech. V zahraničních studiích je běžné v metodice výzkumu tento fakt popsat (Larsson, Björk, Elert, & Gerdle, 2000, p. 259; Pai, Rymer, Chang, & Sharma, 1997; Remaud, Cornu, & Guével, 2010; Riemann, Myers, & Lephart, 2002, p. 91; Sharma, Pai, Holtkamp, & Rymer, 1997; Van Der Esch, Steultjens, Harlaar, Knol, Lems, & Dekker, 2007).

Jak jsme zmínili, pohybový projev je složitý proces, který se odehrává za současné integrace mnoha aferentních vstupů. Kvalita těchto vstupů a jejich intenzita je velmi individuální. Při sledování kvality provedení jsme si i přes použití fixačních popruhů všimli výrazných souhybů pletence ramenního, i přes precizní nastavení polohy zohledňující individualitu každého probanda. Pro pletenec ramenní je významné postavení lopatky, která by měla být ve frontální rovině. Mediální hrana lopatky zaujímá postavení téměř rovnoběžně s páteří. Samotný ramenní kloub by se měl při běžných činnostech pohybovat v mírném abdukčním a zevně rotačním postavení. Loketní kloub by se neměl dostávat do uzamčené polohy a rovněž zápěstí by mělo být ve středním postavení, maximálně v mírné radiální dukci (Čápková, 2008; Kolář, 2009; Véle, 2012).

Proto jsme v další části měření hodnotili rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce, který byl proband schopen provést bez souhybu pletence ramenního a odlepení lopatky z frontální roviny. Pro cílenější zapojení *m. biceps brachii* by předloktí mělo být v supinačním postavení, i když Beck et al. (2006) test flexe a extenze prováděli se zápěstím v neutrálním postavení. V tomto postavení se do pohybu zapojuje *m. brachioradialis*.

Herzeele, Cingel, & Cools (2013) hodnotili efekt KTM pomocí měření 3D pohybu lopatky v průběhu flexe, extenze a abdukce paže nad horizontálu. Výsledky ukázaly, že KTM má průměrný až značný efekt na nalehnutí lopatky ve frontální rovině při všech třech pohybech. Současně KTM průměrně ovlivňuje rotaci dolního úhlu lopatky laterálně a kraniálně v 30°, 60° a 90° abdukce paže (Herzeele, Cingel, & Cools, 2013).

5.6 Limitující aspekty práce

V teoretické a empirické části práce jsme představili rozsáhlou problematiku studia vhodné metody k měření projevů svalové činnosti, která sloužila k hodnocení efektu KTM. Zároveň jsme se snažili detailně prostudovat literaturu týkající se řízení lidské motoriky. Syntézou teoretických poznatků a empirických zjištění jsme identifikovali oblasti, které nás v práci limitovaly. Práce má svá specifika a charakteristické prvky, na které musíme upozornit.

Měření jsme prováděli pro zjištění projevu svalové činnosti pomocí izokinetického dynamometru. Výsledky jsme nedoplňovali o vnímání pohybu v kloubu či jeho polohy s vyloučením zrakové kontroly. Bylo by tedy vhodné doplnit testování o testy polohocitu a pohybecitu a určit vztah mezi výslednými hodnotami.

Hlavním cílem při měření izokinetickým dynamometrem není okamžité a přímé hodnocení svalové síly, ale výsledný dopad descendentních nervových drah na svalovou činnost. To znamená, že jde o integraci vyšších nervových drah do pohybového projevu jako jedné z částí senzomotorického systému. Přesto je však nemožné zachytit individuální posturální reaktivitu probandů.

S ohledem na kmenové pracoviště, kde probíhala výzkumná část, bylo nevyhnutelné zachovat kritérium neinvazivity a neporušení kožního krytu. To nám neumožnilo sledovat elektrickou aktivitu svalu, iniciaci, náběh a vrchol akčního potenciálu pomocí jehlového EMG. V rámci jejího průběhu lze hodnotit frekvenci a amplitudu elektrické dráždivosti. Všechny tyto parametry jsou závislé na svalové kontrakci, která vzniká obdržetím akčního potenciálu z axonu motorického nervu (Jaggi, Malone, Cowan, Lambert, Bayley, & Cairns, 2009). Povrchové EMG by sice zajistilo neinvazivitu, ale ovlivnilo by aplikaci KTM.

Z důvodu absence příbuzných prací v českém výzkumném prostředí jsme nemohli diskutovaná témata, výsledky a metodiku práce zabývající se KTM konfrontovat s domácími autory. Prezentovaný přehled literatury je důkazem dlouhodobého zájmu o uvedenou problematiku u zahraničních institucí respektujících originální myšlenku Dr. Kaseho a jeho týmu.

Vztah závisle proměnné (změna úhlu maximálního momentu síly a rozsah pohybu) a nezávisle proměnné (aplikační technika KTM) je ovlivňován dalšími intervenujícími proměnnými, které jsme uvažovali (např. aktivita autonomního nervového systému ovlivněná aktuální náladou, emocemi, motivací), ale je velmi těžké je eliminovat. Dosáhnout co nejvyšší interní validity jsme se pokusili přesným nastavením laboratorního protokolu a odpovídajícími postupy při hodnocení dat.

Externí validita závisí především na reprezentativnosti použitého vzorku vzhledem k cílové populaci. Výzkumný soubor 22 a 11 jedinců získaný záměrným výběrem nelze pokládat za reprezentativní ani s ohledem na variabilitu zkoumaného jevu u různých populačních skupin. Musíme ale poukázat na fakt, že v oblasti projevu svalové činnosti je běžné pracovat s menšími skupinami, které mají co nejpodobnější vlastnosti pohybového aparátu plynoucí z jejich pohybové činnosti, frekvence tréninků, převažující pohybové činnosti a věku.

ZÁVĚR

Dagmar Moc Králová

Cílem publikace bylo předložit aktuální poznatky o *Kinesio Taping® Method* a doplnit je o kritické body, v nichž se při aplikaci pásek často chybí. Součástí odborných textů jsou výsledky měření svalové činnosti v rámci prevence poruch pohybového aparátu.

První kapitola se věnovala vyšetření pohybového aparátu před aplikací *Kinesio Taping® Method*. Její součástí byla úvaha o práci se sportovcem, kterou jsme podložili i nezbytnými teoretickými znalostmi svalového řetězení z pohledu různých autorů. Vhodné by bylo doplnit tuto kapitolu o informace o regeneraci organismu, adaptaci na zátěž, respektování individuality organismu ve sportu a významu psychické složky ve sportu. Odkazujeme tedy i na jiné odborné publikace blíže se zabývající touto problematikou.

Ve druhé kapitole jsme shrnuli aktuální výsledky studií zabývajících se *Kinesio Taping® Method*. Vybírali jsme pouze ty, které jednoznačně a podrobně popisují metodiku výzkumu, jejichž autoři nejlépe specifikovali výzkumný soubor a podrobně popsali jednotlivé aplikace pásky včetně procent a směru jejího tahu. V těchto studiích byla podrobně popsána hodnotící metoda a KTM byla jedinou sledovanou proměnnou. Vybrali jsme studie, které sledovaly účinky na povrchové vrstvy kůže a podkoží, dále na fascie, krevní a lymfatické řečiště, i ovlivnění receptorů a možné fyziologické souvislosti.

Úkolem třetí kapitoly bylo vysvětlit pojem projev svalové činnosti a jeho souvislost s posturální motorikou, odpovědět, co vše ovlivňuje lidský organismus při projevu svalové činnosti a čím je podmíněna jeho variabilita.

Ve čtvrté kapitole jsme seznámili čtenáře s výsledky měření prováděných v letech 2011 až 2013 na Fakultě sportovních studií Masarykovy univerzity. Kapitolu jsme rozdělili na podkapitolu shrnující výzkumné otázky a hypotézy výzkumu, dále podkapitolu s výsledky aplikace KTM na úhel maximálního momentu síly a podkapitolu s výsledným efektem na rozsah pohybu.

V rámci poslední kapitoly jsme kriticky zhodnotili pohled na KTM. Poukázali jsme na úskalí objektivního hodnocení svalové činnosti ve výzkumném prostředí. Zdůvodnili jsme význam výběru vhodných parametrů při testování i adekvátní instruktáže probandů v průběhu testování. Na závěr jsme upozornili na limitující aspekty našich měření.

Závěry k formulovaným výzkumným otázkám a hypotézám

Formulované výzkumné otázky (VO) a hypotézy (H) odpovídaly hlavnímu cíli práce.

VO1 Jak ovlivní aplikace Kinesio Taping® Method *úhel maximálního momentu síly* v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii*?

H1 *Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce musculus biceps brachii bude po aplikaci inhibiční svalové techniky Kinesio Taping® Method větší.*

H2 *Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce musculus biceps brachii bude po aplikaci facilitační svalové techniky Kinesio Taping® Method menší.*

VO2 Jak ovlivní aplikace Kinesio Taping® Method *rozsah pohybu* v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii*?

H3 *Rozsah pohybu se zvětší v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii po aplikaci inhibiční svalové techniky Kinesio Taping® Method, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky.*

H4 *Rozsah pohybu se zmenší v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii po aplikaci facilitační svalové techniky Kinesio Taping® Method, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky.*

VO3 Jak se bude lišit vliv aplikace Kinesio Taping® Method na *úhel maximálního momentu síly* v průběhu excentrické kontrakce *musculus biceps brachii v čase*?

H5 *Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce musculus biceps brachii bude 24 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky Kinesio Taping® Method větší než 72 hodin po její aplikaci.*

H6 *Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce musculus biceps brachii bude 24 hodin po aplikaci facilitační svalové techniky Kinesio Taping® Method menší než 72 hodin po její aplikaci.*

H7 *Rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii bude 24 hodin po aplikaci inhibiční techniky Kinesio Taping® Method větší než ihned po její aplikaci.*

H8 *Rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii bude 24 hodin po aplikaci facilitační techniky Kinesio Taping® Method menší než ihned po její aplikaci.*

K formulované **VO1** s ohledem na dosažené výsledky konstatujeme, že **obě svalové techniky KTM zvětšují úhel maximálního momentu síly v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii**. Tomu odpovídají následující tvrzení H1 a H2.

K formulované hypotéze 1 (H1) po dosažených výsledcích konstatujeme:

*Na základě zjištěných signifikantních rozdílů v úhlu maximálního momentu síly v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru před a po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM **H1** jednoznačně potvrzujeme.*

Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce musculus biceps brachii je po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM větší.

K formulované Hypotéze 2 (H2) s ohledem na dosažené výsledky konstatujeme:

*Na základě zjištěných rozdílů v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru před a po aplikaci facilitační svalové techniky KTM jsme neprokázali statistickou významnost dat ve smyslu zmenšení úhlu maximálního momentu síly. Prokázali jsme ovšem signifikantní rozdíl ve smyslu zvětšení úhlu maximálního momentu síly. Proto **H2** zamítáme, ale přijímáme následující tvrzení:*

Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce musculus biceps brachii je po aplikaci facilitační svalové techniky KTM větší.

K formulované **VO2** po dosažených výsledcích konstatujeme, že **obě svalové techniky KTM zvětšují rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii**. Tomu odpovídají následující tvrzení H3 a H4.

K formulované hypotéze 3 (H3) podle dosažených výsledků konstatujeme:

*Na základě zjištěných signifikantních rozdílů v rozsahu pohybu v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru před a po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM **H3** jednoznačně potvrzujeme.*

Rozsah pohybu je větší v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky.

K formulované Hypotéze 4 (H4) podle dosažených výsledků konstatujeme:

Na základě zjištěných rozdílů v rozsahu pohybu v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru před a po aplikaci facilitační svalové techniky KTM jsme neprokázali statistickou významnost dat ve smyslu zmenšení rozsahu pohybu, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky. Došlo ovšem k signifikantnímu zvětšení rozsahu pohybu. Proto přijímáme následující tvrzení.

Rozsah pohybu je větší v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii po aplikaci facilitační svalové techniky KTM, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky.

K formulované VO3 s ohledem na dosažené výsledky konstatujeme, že **obě svalové techniky KTM výrazněji zvětšují rozsah pohybu 24 hodin po aplikaci KTM než ihned po aplikaci. Efekt na změnu úhlu maximálního momentu síly byl 24 hodin po aplikaci KTM nejvýraznější pouze pro inhibiční svalovou techniku.** Tomu odpovídají následující tvrzení H5–H8.

K formulované hypotéze 5 (H5) podle dosažených výsledků konstatujeme:

Na základě zjištěných rozdílů v úhlu maximálního momentu síly v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru 24 a 72 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM jsme prokázali hraničně nízkou věcnou významnost dat. Statistická významnost ve smyslu zmenšení úhlu maximálního momentu síly 72 hodin po aplikaci KTM prokázána byla. Na základě výsledků tedy H5 potvrzujeme.

Úhel maximálního momentu síly excentrické kontrakce musculus biceps brachii je 24 hodin od aplikace inhibiční svalové techniky KTM větší než 72 hodin po její aplikaci.

K formulované hypotéze 6 (H6) s ohledem na dosažené výsledky konstatujeme:

Na základě zjištěných nevýznamných rozdílů v úhlu maximálního momentu síly v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru 24 a 72 hodin po aplikaci facilitační svalové techniky KTM H6 zamítáme.

Mezi hodnotami úhlu maximálního momentu síly excentrické kontrakce musculus biceps brachii 24 a 72 hodin po aplikaci facilitační svalové techniky KTM není rozdíl.

K formulované hypotéze 7 (H7) s ohledem na dosažené výsledky konstatujeme:

Na základě signifikantních rozdílů v rozsahu pohybu v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru ihned a 24 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM H7 jednoznačně potvrzujeme.

Rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii je 24 hodin po aplikaci inhibiční techniky KTM větší než ihned po její aplikaci.

K formulované hypotéze 8 (H8) s ohledem na dosažené výsledky konstatujeme:

*Na základě zjištěných rozdílů v rozsahu pohybu v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii výzkumného souboru ihned a 24 hodin po aplikaci facilitační svalové techniky KTM jsme prokázali statistickou významnost dat ve smyslu zvětšení rozsahu pohybu, aniž by došlo k odlepení lopatky od podložky. Ve smyslu zmenšení ovšem nebyl prokázán signifikantní rozdíl. **H8** zamítáme a přijímáme následující tvrzení.*

Rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce musculus biceps brachii je 24 hodin po aplikaci facilitační techniky KTM větší než ihned po její aplikaci.

V praxi mohou zmíněné závěry pomoci fyzioterapeutům cíleněji aplikovat jednotlivé techniky KTM. V rámci svalové techniky jsme nezaznamenali rozdíl efektu inhibiční a facilitační techniky na nervosvalovou dráždivost a rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce m. biceps brachii. Aplikace svalové techniky KTM může umožnit větší rozsah pohybu v průběhu excentrické kontrakce, a snížit tak riziko vzniku mikrotraumatizací svalu či jeho úponu. Neplatí to ale paušálně pro veškeré terapie. Před každou aplikací KTM je nutné zhodnotit předchozí aplikace a nové vyšetření vyjadřující vývoj změny stavu.

Abychom reakci pohybového aparátu lépe porozuměli, bylo by třeba současně provést testy na vnímání polohy či pohybu v kloubu, a výsledky pak porovnat se závěry z měření na izokinetickém dynamometru. Zároveň by bylo vhodné zařadit seznamovací schůzku před samotným měřením. Důvodem je, že test flexe a extenze loketního kloubu zaměřený na excentrickou kontrakci m. biceps brachii je koordinačně náročnější než testování kontrakce koncentrické. Výsledky bychom mohli v dalším měření doplnit o subjektivní vnímání náročnosti testu.

SEZNAM LITERATURY

Alexander, C. M., McMullan, M., & Harrison, P. J. (2008) What is the effect of taping along or across a muscle on motoneurone excitability? A study using Triceps Surae, *Manual Therapy* 13, 57–62.

Alexander, C., Stynes, S., Thomas, A., Lewis, J., & Harrison, P. (2003). Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? RID D-4143-2011. *Manual Therapy*, 8(1), 37–41. doi:10.1054/math.2002.0485.

Beck, T. W., Housh, T. J., Johnson, G. O., Weir, J. P., Cramer, J. T., Coburn, J. W., & Malek, M. H. (2006). Mechanomyographic and electromyographic responses during submaximal to maximal eccentric isokinetic muscle actions of the biceps brachii. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 184–191. doi:10.1519/R-17605.1.

Böhmer, A. S., Staff, P. H., & Brox, J. I. (1998). Supervised exercises in relation to rotator cuff disease (impingement syndrome stages II and III): A treatment regimen and its rationale. *Physiotherapy Theory and Practice*, 14(2), 93–105. doi:10.3109/09593989809057152.

Brown, L. E. (2000). *Isokinetics in Human Performance*. (1st ed.). Champaign: Human Kinetics Publishers.

Cepeda, J. P., Fishweicher, A., Gleeson, M., Greenwood, S. & Motyka-Miller, C. (2005). Does Kinesio Taping® Improve the Supine-to-Sit Transition in Children with Hypotonia? [Online]. Dostupné 14. čevenec 2014, z <http://www.kinesiotaping.com/images/kinesio-association/pdf/research/2008-3.pdf>.

Cohen, J. (1994). The earth is round ($p < .05$). *American Psychologist*, 49(12), 997–1003. doi:10.1037/0003-066X.49.12.997.

Cools, A., Witvrouw, E., Danneels, L., & Cambier, D. (2002). Does taping influence electromyographic muscle activity in the scapular rotators in healthy shoulders? *Manual Therapy*, 7(3), 154–162. doi:10.1054/math.2002.0464.

Čápoová, J. (2008). *Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“*. (1. vyd.). Ostrava: Repronis.

- Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2008). Neural control of shortening and lengthening contractions: influence of task constraints. *The Journal of Physiology*, 586(24), 5853–5864. doi:10.1113/jphysiol.2008.160747.
- Enoka, R. M. (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *Journal of Applied Physiology*, 81(6), 2339–2346.
- Fratocchi, G., Di Mattia, F., Rossi, R., Mangone, M., Santilli, V., & Paoloni, M. (2013). Influence of Kinesio Taping applied over biceps brachii on isokinetic elbow peak torque. A placebo controlled study in a population of young healthy subjects. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(3), 245–249. doi:10.1016/j.jsams.2012.06.003.
- Futakawa, A. (2005). "Treatment for the Disorders of Dancers" Analysis of the Effects of Kinesio Taping on the Movement of Dancers [Online]. [Japan]: Kinesio® Symposium 20. Dostupné 14. čevenec 2014, z <http://www.kinesiotaping.com/images/kinesio-association/pdf/research/2005-2.pdf>.
- Garcia-Muro, F., Rodriguez-Fernandez, A. L., & Herrero-de-Lucas, A. (2010). Treatment of myofascial pain in the shoulder with Kinesio Taping. A case report. *Manual Therapy*, 15(3), 292–295. doi:10.1016/j.math.2009.09.009.
- Guilhem, G., Cornu, C., & Guével, A. (2011). Muscle architecture and EMG activity changes during isotonic and isokinetic eccentric exercises. *European Journal of Applied Physiology*, 111(11), 2723–2733. doi:10.1007/s00421-011-1894-3.
- Handl, M., & Davis, C. (2004). *Taping – prevence a léčba sportovních úrazů. Odborná lékařská publikace.* (1. vyd.). Praha: MSI.
- Herzeele, M., Cingel, R., & Cools, A. (2013) Does the Application of Kinesiotape Change Scapular Kinematics in Healthy Female Handball Players? *International Journal of Sports Medicine* 34, 950–955.
- Howatson, G., Glaister, M., Brouner, J., & van Someren, K. A. (2009). The reliability of electromechanical delay and torque during isometric and concentric isokinetic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(5), 975–979. doi:10.1016/j.jelekin.2008.02.002.

Chang, H.-Y. P., Wang, C.-H. P., Chou, K.-Y. M., & Cheng, S.-C. (2012). Could Forearm Kinesio Taping Improve Strength, Force Sense, and Pain in Baseball Pitchers With Medial Epicondylitis? *Journal of Sport Medicine*, 22(4), 327–333. doi:10.1097/JSM.0b013e318254 d7cd.

Chudecka, M., Szczepanowska, E., & Kempieńska, A. (2008). Changes of Thermoemission of Upper Extremities in Female Handball Players – the Preliminary Study. *Medicina Sportiva*, 12(3), 99–102. doi: 10.2478/v10036-008-0019-5.

Itoh, Y., Hayashi, T., & Kubota, T. (2004) Localized short elastic tape affect the hamstring reflex on anterior cruciate ligament deficient knee, *Bulletin of the Osaka Medical College* 50 (1,2).

Itoi, E., Kuechle, D. K., Newman, S. R., Morrey, B. F., & An, K. N. (1993). Stabilising function of the biceps in stable and unstable shoulders. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 75(4), 546–550.

Jaggi, A., Malone, A. A., Cowan, J., Lambert, S., Bayley, I., & Cairns, M. C. (2009). Prospective blinded comparison of surface versus wire electromyographic analysis of muscle recruitment in shoulder instability. *Physiotherapy Research International*, 14(1), 17–29. doi:10.1002/pri.407.

Janwantanakul, P., Magarey, M. E., Jones, M. A., Grimmer, K. A., & Miles, T. S. (2003). The effect of body orientation on shoulder proprioception. *Physical Therapy in Sport*, 4(2), 67–73. doi:10.1016/S1466-853X(03)00032-4.

Kannus, P., & Jarvinen, M. (1990). Knee flexor/extensor strength ratio in follow up of acute knee distortion injuries. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 71, 38–41.

Kapandji, A. (2007). *The physiology of the joints*. (6th ed.) Edinburgh: Churchill Livingstone.

Karwacińska, J., Kiebzak, W., Stepanek-Finda, B., Kowalski, I. M., Protasiewicz-Fałdowska, H., Trybulski, R., & Starczyńska, M. (2012). Effectiveness of Kinesio Taping on hypertrophic scars, keloids and scar contractures. *Polish Annals of Medicine*, 19(1), 50–57. doi:10.1016/j.poamed.2012.04.010.

Kase, K. (2005). Examination and Consideration of the Effects of the Stretch Rate of Kinesio Taping on the Skin: Second Report [Online]. [Japan]: Kinesio® Symposium 20.

Dostupné 14. červenec 2014, z <http://www.kinesiotaping.com/images/kinesio-association/pdf/research/2005-6.pdf>.

Kase, K., Hashimoto, T., & Okane, T. (2003). *Kinesio Taping Perfect Manual: Amazing Taping Therapy To Eliminate Pain And Muscle Disorders*. Kinesio USA.

Kase, K., Wallis, J., & Kase, T. (2003). *Clinical Therapeutic Applications of the Kinesio Taping Method* (2nd ed.). Kinesio Taping.

Kaya, E., Zinnuroglu, M., & Tugcu, I. (2011). Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. *Clinical Rheumatology*, 30(2), 201–207. doi:10.1007/s10067-010-1475-6.

Kinesio Taping® Association International (2011). *KT1: Fundamental concepts of the Kinesio Taping® Method. KT2: Advanced concepts and corrective techniques of the Kinesio Taping® Method*. Kinesio IP, LLC.

Kolář, P. (c2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. (1. vyd.) Praha: Galén.

Králová, D. (2012) Role kinesiotejpu v optimalizaci pohybového stereotypu ramenního pletence u volejbalistů. In Martin Zvonař, Jindřich Pavlík, Radka Zálešáková, Tomáš Vodička. *Spolupráce v kinantropologii*. Brno: Masarykova univerzita, 2012. s. 47–50, 99 s. ISBN 978-80-210-6201-6.

Králová, D., & Řezaninová, J. (2013) Využití tejpingu a kinesiotejpingu v praxi. In Vladimír Jůva. *Pohybový aparát a zdraví. Vybrané kapitoly ze sportovní medicíny*. Brno: Paido, 2013. s. 76–82. ISBN 978-80-7315-241-3.

Kuo, Y.-L., & Huang, Y.-C. (2013). Effects of the application direction of kinesio taping on isometric muscle strength of the wrist and fingers of healthy adults – A pilot study. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(3), 287–291. doi:10.1589/jpts.25.287.

Larsson, B., Björk, J., Elert, J., & Gerdle, B. (2000). Mechanical performance and electromyography during repeated maximal isokinetic shoulder forward flexions in female cleaners with and without myalgia of the trapezius muscle and in healthy controls. *European Journal of Applied Physiology*, 83(4–5), 257–267. doi:10.1007/s004210000292

Lephart, S. M., & Jari, R. (2002). The role of proprioception in shoulder instability. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 10(1), 2–4. doi:10.1053/otsm.2002.29169.

Lipińska, A., Sliwiński, Z., Kiebzak, W., Senderek, T., & Kirenko, J. (2007). The influence of kinesiотaping applications on lymphoedema of an upper limb in women after mastectomy. *Fizjoterapia Polska*, 7(3), 258–269.

Lou, M.-Y. (2003). Effects of Kinesio and Traditional Tape on Motor Perception and Basic Soccer Skills [Online]. Dostupné 14. červenec 2014, z <http://www.kinesiotaping.com/images/kinesio-association/pdf/research/2003-6.pdf>.

Maenhout, A. G., Palmans, T., Cools, A. M., De Muynck, M., & De Wilde, L. F. (2012). The impact of rotator cuff tendinopathy on proprioception, measuring force sensation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(8), 1080–1086. doi:10.1016/j.jse.2011.07.006.

Marchant, D. C., Greig, M., & Scott, C. (2009). Attentional focusing instructions influence force production and muscular activity during isokinetic elbow flexions. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(8), 2358–2366. doi:10.1519/JSC.0b013e3181b8d1e5.

Moc Králová, D. (2014) Vliv Kinesio Taping® Method na musculus biceps brachii [Online]. Brno: Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií. Dostupné 20. leden 2014, z: http://is.muni.cz/th/176837/fsps_d/.

Mori, A., & Takasaki, M. (2005). Activation of Cerebral Cortex in Various Regions After Using Kinesio Tape [Online]. [Japan]: Kinesio® Symposium 20. Dostupné 14. červenec 2014, z <http://www.kinesiotaping.com/images/kinesio-association/pdf/research/2005-9.pdf>.

Murray, H. M. (2001). Effects of Kinesio Taping on Posture and Presence [Online]. Dostupné 14. červenec 2014, z <http://www.kinesiotaping.com/images/kinesio-association/pdf/research/2001-3.pdf>.

Myers, T. W. (2013). *Anatomy Trains: Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists*. Elsevier Health Sciences.

Myers, J. B., Wassinger, C. A., & Lephart, S. M. (2006). Sensorimotor contribution to shoulder stability: Effect of injury and rehabilitation. *Manual Therapy*, 11(3), 197–201. doi:10.1016/j.math.2006.04.002.

Oka, K. (2005). Kinesio taping for skin wounds [Online]. [Japan]: Kinesio® Symposium 20. Dostupné 14. červenec 2014, z <http://www.kinesiotaping.com/images/kinesio-association/pdf/research/2005-1.pdf>.

Orth, H. (2009). *Dítě ve Vojtově terapii: Příručka pro praxi* (1. vyd.). České Budějovice: Kopp.

Pai, Y. C., Rymer, W. Z., Chang, R. W., & Sharma, L. (1997). Effect of age and osteoarthritis on knee proprioception. *Arthritis and Rheumatism*, 40(12), 2260–2265. doi:10.1002/art.1780401223.

Petrovický, P. (1997). *Systematická, topografická a klinická anatomie*. (247 s., 7 obr. příl.) Praha: Karolinum.

Remaud, A., Cornu, C., & Guével, A. (2010). Neuromuscular adaptations to 8-week strength training: Isotonic versus isokinetic mode. *European Journal of Applied Physiology*, 108(1), 59–69. doi:10.1007/s00421-009-1164-9

Riemann, B. L., & Lephart, S. M. (2002). The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 80–84.

Riemann, B. L., Myers, J. B., & Lephart, S. M. (2002). Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of Athletic Training*, 37(1), 85–98.

Schmidt, R., & Lee, T. (2011). *Motor control and learning: a behavioral emphasis*. (5th ed., ix, 581 p.) Champaign, Ill.: Human Kinetics.

Sharma, L., Pai, Y. C., Holtkamp, K., & Rymer, W. Z. (1997). Is knee joint proprioception worse in the arthritic knee versus the unaffected knee in unilateral knee osteoarthritis? *Arthritis and Rheumatism*, 40(8), 1518–1525. doi:10.1002/art.1780400821.

Şimşek, H. H., Balki, S., Keklik, S. S., Ozturk, H., & Elden, H. (2013). Does Kinesio taping in addition to exercise therapy improve the outcomes in subacromial impingement syndrome? A randomized, double-blind, controlled clinical trial. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 47(2), 104–110. doi:10.3944/AOTT.2013.2782

Słupik, A., Dwornik, M., Białoszewski, D., & Zych, E. (2007). Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*, 9(6), 644–651.

Thelen, M. D., Dauber, J. A., & Stoneman, P. D. (2008). The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: A randomized, double-blinded, clinical trial. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(7), 389–395. doi:10.2519/jospt.2008.2791

Tsai, H.-J., Hung, H.-C., Yang, J.-L., Huang, C.-S., & Tsauo, J.-Y. (2009). Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for breast-cancer-related lymphedema? A pilot study. *Supportive Care in Cancer*, 17(11), 1353–1360. doi:10.1007/s00520-009-0592-8.

Van Der Esch, M., Steultjens, M., Harlaar, J., Knol, D., Lems, W., & Dekker, J. (2007). Joint proprioception, muscle strength, and functional ability in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Care and Research*, 57(5), 787–793. doi:10.1002/art.22779.

Vařeka, I., & Vařeková, R. (2009). *Kineziologie nohy*. Olomouc, Czech Republic: Univerzita Palackého v Olomouci.

Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. (2nd ed.). Praha, Czech Republic: Triton.

Véle, F. (2012). *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. (Vyd. 1., 222 s.). Praha, Czech Republic: Triton.

Visnes, H., & Bahr, R. (2007). The evolution of eccentric training as treatment for patellar tendinopathy (jumper's knee): a critical review of exercise programmes. *British Journal of Sports Medicine*, 41(4), 217–223. doi:10.1136/bjism.2006.032417.

Vrbová, M., Pavlů, D., & Pánek, D. (2011) Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na svalovou aktivitu pod ním ležícího svalu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* 18(2), 87–96.

Yoshida, A., & Kahanov, L. (2007). The Effect of Kinesio Taping on Lower Trunk Range of Motions. *Research in Sports Medicine*, 15(2), 103–112. doi: 10.1080/15438620701405206.

Zajt-Kwiatkowska, J., Rajkowska-Labon, E., Skrobot, W., Bakula, S., & Szamotulska, J. (2007). Application of Kinesio Taping® for Treatment of Sports Injuries. *Research Yearbook*, 13(1), 130–134.

SEZNAM ZKRATEK

AP	akční potenciál
CNS	centrální nervová soustava
EMG	elektromyografické vyšetření
H	hypotézy
KTM	Kinesio Taping® Method
LS	limbický systém
m.	musculus
m	hmotnost
MNČ	metoda nejmenších čtverců
ROM	range of motion (rozsah pohybu)
VO	výzkumné otázky
3D	trojdimenzionální

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Test dle Petrie.....	11
Obr. 2 Dynamické stabilizátory ramenního kloubu – transverzální systém.....	15
Obr. 3 Dynamické stabilizátory ramenního kloubu – longitudinální systém.....	15
Obr. 4 Myofasciální meridiány paže.....	17
Obr. 5 Konvulze po aplikaci KTM pro odlehčení tlaku ve tkáních.....	22
Obr. 6 Znárodnění vyšetření termokamerou.....	23
Obr. 7 Graf vývoje úhlu maximálního momentu síly před a po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM.....	34
Obr. 8 Graf vývoje úhlu maximálního momentu síly před a po aplikaci facilitační svalové techniky KTM.....	35
Obr. 9 Graf vývoje úhlu flexe loketního kloubu před, ihned po aplikaci a 24 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM.....	39
Obr. 10 Graf vývoje úhlu flexe loketního kloubu před, ihned po aplikaci a 24 hodin po aplikaci facilitační svalové techniky KTM.....	40
Obr. 11 Graf vývoje úhlu maximálního momentu síly před, 24 a 72 hodin po aplikaci inhibiční svalové techniky KTM.....	46
Obr. 12 Graf vývoje úhlu maximálního momentu síly před, 24 a 72 hodin po aplikaci facilitační svalové techniky KTM.....	46

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Výsledné hodnoty úhlu maximálního momentu síly.....	36
Tab. 2 Výsledky metody nejmenších čtverců pro inhibiční svalovou techniku před KTM a 24 hodin po KTM.....	36
Tab. 3 Výsledné hodnoty úhlu maximálního momentu síly.....	36
Tab. 4 Výsledky metody nejmenších čtverců pro inhibiční svalovou techniku před KTM a 72 hodin po KTM.....	36
Tab. 5 Výsledné hodnoty úhlu maximálního momentu síly.....	37
Tab. 6 Výsledky metody nejmenších čtverců pro facilitační svalovou techniku před KTM a 24 hodin po KTM.....	37
Tab. 7 Výsledné hodnoty úhlu maximálního momentu síly.....	38
Tab. 8 Výsledky metody nejmenších čtverců pro facilitační svalovou techniku před KTM a 72 hodin po KTM.....	38
Tab. 9 Výsledné hodnoty dosaženého úhlu flexe loketního kloubu.....	41
Tab. 10 Výsledky metody nejmenších čtverců pro inhibiční svalovou techniku před KTM a ihned po KTM.....	41
Tab. 11 Výsledné hodnoty dosaženého úhlu flexe loketního kloubu.....	41
Tab. 12 Výsledky metody nejmenších čtverců pro inhibiční svalovou techniku před KTM a 24 hodin po KTM.....	42
Tab. 13 Výsledné hodnoty dosaženého úhlu flexe loketního kloubu.....	42
Tab. 14 Výsledky metody nejmenších čtverců pro facilitační svalovou techniku před KTM a ihned po KTM.....	43
Tab. 15 Výsledné hodnoty dosaženého úhlu flexe loketního kloubu.....	43
Tab. 16 Výsledky metody nejmenších čtverců profacilitační svalovou techniku před KTM a 24 hodin po KTM.....	43

RESUMÉ

Publikace je určena studentům fyzioterapie, tělovýchovných oborů a odborné veřejnosti, která ve své praxi využívá Kinesio Taping® Method. Část publikace shrnuje poznatky zahraničních studií zabývající se efekty této metody na muskuloskeletální systém. Další část zdůrazňuje význam odborného vyšetření fyzioterapeutem či odborným lékařem před každou aplikací Kinesio Taping® Method a postavení této metody v komplexním přístupu k terapii poruch pohybového aparátu. Část poslední informuje o studii Kinesio Taping® Method provedené na Fakultě sportovních studií MU v Brně. Jejím hlavním cílem bylo hodnocení efektu svalové techniky na rozsah pohybu a nervosvalovou dráždivost dvouhlavého svalu pažního v průběhu jeho excentrické kontrakce.

Klíčová slova

Kinesio Taping® Method, vyšetření, komplexní přístup, porucha pohybového aparátu, rozsah pohybu, nervosvalová dráždivost, musculus biceps brachii, excentrická kontrakce

SUMMARY

This publication is intended for students of physiotherapy, physical education disciplines and experts, who in their practice uses Kinesio Taping® Method. Part of the book summarizes the findings of foreign studies dealing with the effects of this method on the musculoskeletal system. Another part highlights the importance of a professional examination by a physiotherapist or a specialist prior to each Kinesio Taping application and status of this method in a comprehensive approach to the treatment of musculoskeletal disorders. The last part of the book deals with the study of Kinesio Taping® Method carried out at the Faculty of Sports Studies at Masaryk University in Brno. Its main objective was to evaluate the effect of muscle technique on range of motion and neuromuscular excitability biceps brachii muscle during its eccentric contraction.

Keywords

Kinesio Taping® Method, examination, comprehensive approach, musculoskeletal disorders, range of motion, neuromuscular excitability, biceps brachii muscle, eccentric contraction

Vliv Kinesio Taping® Method na svalovou činnost

Mgr. Dagmar Moc Králová, Ph.D., Mgr. Jana Řezaninová, Ph.D.

Vydala Masarykova univerzita v roce 2015

První, elektronické vydání

ISBN 978-80-210-8088-1

muni
PRESS