

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Katedra fyzioterapie

**Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken
na aktivitu pod ním ležícího svalu**

Autoreferát disertační práce v oboru kinantropologie

Autor: Mgr. Martina Vrbová
Školitel: Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.
Období zpracování disertační práce: 2010 – 2015

Disertační práce představuje původní rukopis. S jejím plným textem je možné se seznámit v Ústřední tělovýchovné knihovně FTVS UK.

Oponenti:

.....

Datum konání obhajoby:

Předseda komise pro obhajobu:

SOUHRN

Název práce: Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na aktivitu pod ním ležícího svalu

Vymezení problému: Taping, tedy aplikace náplastových tahů na povrch těla, je v klinické, sportovní i běžné denní praxi stále častěji používaná léčebná i preventivní metoda. Uváděn bývá vliv na bolest, propriocepci, svalovou aktivitu a periferní cévní a lymfatickou mikrocirkulaci. Jednou z nejméně objektivně zhodnocených oblastí působení tapu je jeho vliv na svalovou aktivitu. Přestože v metodických příručkách zabývajících aplikací pružné kinesiologické tapovací pásky bývá běžně uváděno facilitační nebo inhibiční působení tapu dle směru tahu tapu od začátku svalu k jeho úponu nebo naopak, nebyl tento efekt zatím dostatečně objektivně prokázán.

Cíle práce: Na základě literární rešerše zhodnotit současný stav poznatků o metodě tapingu, formulovat hypotézy, sestavit kvalitní metodiku pro klinickou studii a s její pomocí zhodnotit vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na aktivitu pod ním ležícího svalu.

Metody: Zhodnocení teoretických poznatků o metodě tapingu s důrazem na kvalitu jimi poskytnutých důkazů bylo provedeno formou systematického přehledu. Do samotné klinické studie bylo zahrnuto 20 záměrně vybraných zdravých rekreačně sportujících subjektů (8 žen a 12 mužů, ve věku 21 – 40 let, průměrný věk 29, 2 let). Hodnocen byl vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken dvěma různými způsoby (s tahem od začátku svalu k úponu a naopak) ve srovnání se stavem bez tapu, na úroveň počáteční aktivity svalu a nástup svalové únavy během tříminutové izometrické kontrakce o velikosti 30% MVC (maximální volní kontrakce), sledované pomocí mediánu frekvence elektromyografického signálu. Hodnoceným svalem byl m. biceps brachii na nedominantní horní končetině. Výsledky byly testovány z pohledu věcné i statistické významnosti.

Výsledky: Do konečného hodnocení bylo zahrnuto 19 záměrně vybraných subjektů (8 žen a 11 mužů, ve věku 21 – 40, průměrný věk 29 let). Výsledky neprokázaly statisticky ani věcně významný vliv ani jednoho ze dvou zkoumaných způsobů aplikace tapu na úroveň počáteční aktivace svalu a nástup svalové únavy.

Klíčová slova: taping, svalová aktivita, povrchová elektromyografie, m. biceps brachii

ABSTRACT

Thesis title: The Effect of Taping Applied to the Skin with the Orientation along the Muscle Fibres of Underlying Muscle on the Activity of this Muscle

Problem definition: Taping (the application of an adhesive elastic tape on the body surface) is a widely used therapeutic and preventive method in current sport, clinical and ADL practice. Previous research indicate that taping has effect on pain, proprioception, muscle activity and lymphatic or peripheral vascular circulation. One of the least objectively evaluated effect of taping is the effect on muscle activity. Although the facilitating or inhibiting effect of the tape achieved by the direction of its tension made by the application (from the muscle origin to the insertion or conversely) is commonly referred in available literature, it has not been investigated objectively enough.

Objectives: The aim of the study was to evaluate the current findings of the taping method on the base of literature research, formulate hypotheses, work out a quality methodology for the clinical study and through it to evaluate the effect of taping applied to the skin with the orientation along the muscle fibres of underlying muscle on the activity of this muscle.

Methods: The evaluation of the findings of the taping method with emphasis on the quality of provided evidence has been made by systematic review. The clinical study itself included 20 deliberately selected healthy subjects (8 women and 12 men, at the age of 21 – 40 years, average age 29,2 years) doing recreational sports. The effect of a tape applied in two ways (with the direction of tension from the beginning to the insertion of the underlying muscle or conversely) to the skin with the orientation along the muscle fibres of underlying muscle on the initial level of activity and incoming fatigue of this muscle was assessed compared with the stage without taping during three minutes of continuous isometric contraction at 30% MVC (Maximal Voluntary Contraction) by the median frequency of surface electromyography signal. As a measured muscle, m. biceps brachii of the non-dominant upper limb was elected. Obtained data were tested from the perspective of practical and statistical significance.

Results: In the final evaluation 19 subjects (8 women and 11 men, at the age of 21 – 40 years, average age 29 years) were included. The results revealed no statistical or practical significance of the influence of those two examined ways of taping on initial level of activity and incoming fatigue of underlying muscle.

Key words: taping, muscle activity, surface electromyography, m. biceps brachii

OBSAH

1 ÚVOD.....	5
2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	7
2.1 Vliv tapingu na svalovou aktivitu	8
2.2 Možnosti a limity hodnocení svalové aktivity; povrchová elektromyografie.....	10
2.3 M. biceps brachii.....	12
3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, VĚDECKÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY.....	14
3.1 Cíle práce	14
3.2 Úkoly.....	14
3.3 Vědecké otázky	14
3.4 Hypotézy	14
4 METODIKA	16
4.1 Metodický postup teoretické části práce	16
4.2 Metodika klinické studie	17
5 VÝSLEDKY	22
5.1 Výsledky z pohledu vědeckých otázek a hypotéz.....	23
6 DISKUSE.....	25
7 ZÁVĚR.....	28
SEZNAM VYBRANÉ LITERATURY.....	29

1 ÚVOD

Metoda tapingu, tedy aplikace náplast'ových tahů na povrch těla s cílem preventivního nebo léčebného působení, nachází v posledních letech stále větší oblibu a uplatnění v klinické praxi, rekreačním i výkonnostním sportu i v běžném životě. Vývoj metody úzce souvisí s vývojem tapovacích materiálů. Zatímco původně se jednalo převážně o pevné lepicí pásky (mluvíme o období 50. let 20. století v USA, 60. let 20. století v západní Evropě a 80. let 20. století v tehdejším Československu) (Matějů, 2004; Flandera, Hrdlička, 2001; Hnízdil, Lichtenberg, 1989). Přelomové bylo z pohledu dnešního nejčastěji používaného způsobu tapingu objevení pružných tapovacích materiálů, zejména potom tzv. „kineziologického tapu“, který vyvinul japonský doktor Kenzo Kase v roce 1973 (Kinesio Taping UK, 2015). Tento druh tapingu se postupně rozšiřoval, přičemž jeho největší „boom“ můžeme pozorovat zhruba v posledních 10 letech (Kobrová, Válka, 2012), kdy se dostává do povědomí široké veřejnosti. S tím také souvisí rozvoj poznatků z oblasti účinků a způsobu aplikace metody tapingu. Zatímco původně bylo použití této metody v praxi převážně na podkladě empirickém, s rozšířením metody v posledních letech stoupl také počet klinických výzkumů zaměřených na ověření různých účinků metody a zpřesnění metodiky aplikace tapingu. Přesto velká část základních aplikačních principů a doporučení, stejně tak jako účinků tapingu, ještě nebyla dostatečně objektivně zhodnocena. Taping v praxi potřebujeme často individuálně přizpůsobit a k tomu je potřeba znát některé obecné zásady aplikace a mechanismy působení. Jak vyplývá z rešerše v teoretické části disertační práce, zatím byl prokázán pouze vliv tapingu na bolest. Velmi neprobádanou oblastí je vliv pružných tapovacích pásek na svalovou aktivitu. Už základní princip aplikace z hlediska působení na svalovou aktivitu, tj. udávané facilitační nebo inhibiční působení tapu dle směru jeho tahu, nebylo zatím objektivně prokázáno. Uvedená disertační práce předkládá nejprve v části teoretické přehled současných poznatků o metodě tapingu, ze kterého vychází v rámci disertační práce provedená klinická studie zabývající se zhodnocením vlivu pružného tapu na svalovou aktivitu. Jako hodnotící nástroj svalové aktivity byla pro tuto studii zvolena povrchová elektromyografie, která umožňuje sledovat úroveň svalové aktivity přímo, hodnotícím parametrem EMG signálu potom medián frekvence, který je dle De Luca (1997) méně ovlivnitelný šumem a více citlivý na biochemické a fyziologické změny. Měřeným svalem byl zvolen m. biceps brachii, pro svoji dobrou dostupnost z hlediska

povrchové elektromyografie. Výstupem klinické studie by mělo být zpřesnění poznatků týkajících se působení pružných tapů na svalovou aktivitu a aplikace této metody v praxi.

2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Teoretická část předložené disertační práce se věnuje definici a vymezení pojmu tapingu, neboť terminologie v této oblasti není ustálená. Shrnuje také indikace a kontraindikace jeho aplikace, v literatuře uváděné účinky tapingu a diskutované mechanismy, kterými těchto účinků taping dosahuje. Dále jsou uvedeny možnosti přímého hodnocení svalové aktivity, s užším zaměřením na povrchovou elektromyografii, která byla zvolena jako hodnotící metoda v provedené klinické studii. Samostatná kapitola je potom věnována specifickým vlastnostem a funkčním vztahům m. biceps brachii, na kterém bylo provedeno elektromyografické měření.

V rámci teoretické části byl zpracován také systematický přehled, jehož cílem bylo zjištění současného stavu poznání o účincích tapingu a způsobech jejich hodnocení s důrazem na kvalitu jimi poskytovaných důkazů. Systematický přehled poukazuje na nižší metodologickou kvalitu dostupných studií zaměřených na tuto metodu.

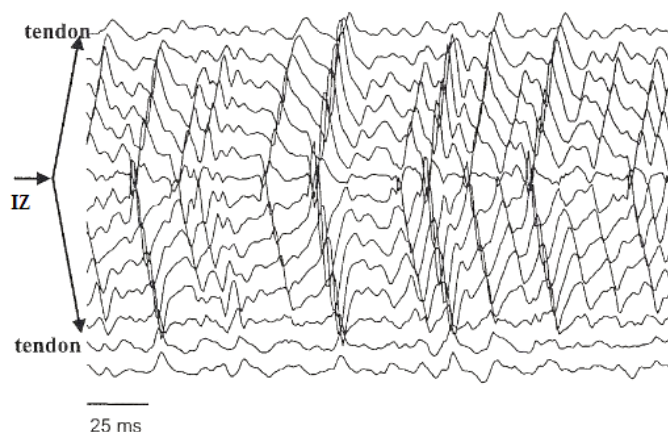
Studie zahrnuté do výše zmíněného systematického přehledu se převážně shodují na tom, že taping působí na snížení bolesti, některé udávají, že statisticky významně (Hinman et al, 2003; Wilson et al, 2003 aj.), jiné nikoliv (Gonzales-Iglesias, 2009; Keet et al., 2007) aj. Co se týče ostatních účinků tapingu (jako např. svalová aktivita, síla, nástup svalové únavy, propiocepce apod.), jsou však závěry studií rozporuplné až protichůdné. Zaměříme-li se více na vliv tapingu na svalovou aktivitu, která je hlavním tématem práce, vidíme, že je častěji testována v rámci komplexních reakcí organismu prostřednictvím speciálních funkčních testů, hodnocení svalové síly, změny rozsahu pohybu nebo schopnosti stabilizace daného segmentu (Aytar et al., 2011; Paolini et al., 2011; Pratim, 2011; Tsai et al., 2010; Gonzalez-Iglesias et al., 2009; Lange et al, 2004; Pederson et al., 1997; Verbrugge, 1996 a další) než přímým hodnocením úrovně svalové aktivity např. pomocí povrchové elektromyografie (sEMG). Při použití sEMG jako hodnotícího nástroje se potom nejčastěji setkáváme s hodnocením ovlivnění časového sledu zapojení svalů (timingu) při určité činnosti pomocí tapu, kde se častěji ukazuje, že aplikace tapingu ovlivňuje timing zapojení svalů (Ng, Wong, 2009; Cowan et al., 2002; Gilleard et al, 1998), existují však i studie, které uvádějí, že aplikace tapingu timing zapojení svalů v dané oblasti nezmění, např. Kowall et al. (1996). Další studie s využitím sEMG sledují vliv tapu na stupeň aktivace svalu pomocí hodnocení amplitudy EMG signálu opět s protichůdnými výsledky, kdy existují studie s výsledky ukazujícími na ovlivnění amplitudy EMG signálu po aplikaci tapu (Keet et al., 2007;

Ackermann et al., 2002; Cowan et al., 2002), jiné však tento efekt tapu neprokázaly (Cowan et al., 2006; Radford et al., 2006).

2. 1 Vliv tapingu na svalovou aktivitu

Koncepty pracující s pružnými kinesiologickými tapovacími páskami běžně uvádějí facilitační nebo inhibiční působení tapingu dle způsobu aplikace, zejména pak dle směru nalepení pásky v průběhu svalu (od anatomického úponu svalu k začátku jako inhibiční a ve směru opačném jako facilitační) (K-Active, 2015; Králová Moc, 2014; Kobrová, Válka, 2012; Sielmann, Christiansen, 2004; Kase et al., 2003). Tento efekt však zatím nebyl dostatečně objektivně prokázán. Dle této teorie působí díky své elasticitě kinesiologická tapovací páska tak, že se smršťuje zpět k počátečnímu bodu nalepení, tzv. „kotvě“. Výsledný terapeutický tah tapu je tedy opačný než směr aplikace, a to buďto ve směru kontrakce svalu v případě facilitačního působení tapu nebo proti směru kontrakce při působení inhibičním. Už řízení se anatomickým popisem svalu může však být z tohoto pohledu zavádějící, protože tato terminologie má funkci spíše popisnou. Jak uvádějí např. Vojta a Peters (1995), Kolář (2010), Von Laßberg, Rapp (2015) a další, může se z funkčního pohledu začátek a konec svalu jako tzv. „punctum fixum“ a „punctum mobile“ měnit dle typu pohybové aktivity. Proto bychom měli, pokud budeme uvažovat o tomto způsobu aplikace a mechanismu působení tapingu, nahlížet na začátek a konec svalu raději z pohledu funkce a ty při aplikaci tapu volit s ohledem k převažujícímu typu aktivity. Na tento fakt upozorňuje z dostupných monografií výslovně pouze jediná publikace týkající se konceptu K-Tapingu, a to Kumbrink (2014).

Podle některých novějších elektromyografických studií, které se zabývají kontrakčními strategiemi svalu navíc, sledujeme-li kontrakční strategii na úrovni jednoho svalu, nebo spíše jen svalového vlákna, můžeme pozorovat šíření akčního potenciálu od inervační zóny směrem k jeho šlachovým koncům (viz Obr. 1). Jedná se o představu velmi zjednodušenou, neboť žádný sval nepracuje samostatně a pravidelně dochází k aktivaci agonistických a antagonistických svalů a také celých funkčních svalových řetězců dle motorického záměru v komplexním procesu řízení motoriky (Pánek, 2009). Z tohoto pohledu na svalovou kontrakci, by však potom stimulace svalu tapem od jednoho konce k druhému neodpovídala zcela jeho kontrakční strategii.



Obrázek 1: Příklad záznamu multikanálové sEMG v bipolárním zapojení za použití jednoduchého diferenciálního zesilovače z m. biceps brachii při 70% MVC. Oblast inervační zóny je charakterizována přítomností „zvratu fáze“ akčního potenciálu. Propagace různých motorických jednotek je patrna z jejich časového zpoždění mezi jednotlivými kanály. Změna potenciálu MUAP, respektive její vymizení, odpovídá muskulo-tendinóznímu přechodu. Vysvětlivky: IZ – inervační zóna (Pánek, 2009, dle Farina et al., 2000)

Aplikace tapu s tahem od úponu k začátku nebo respektive přesněji z pohledu funkčního od „punctum fixum“ k „punctum mobile“ a naopak zdaleka nemusí být hlavním aspektem aplikace s cílem aktivačního nebo inhibičního působení na svalovou aktivitu, pokud taping tyto účinky vůbec má (vycházejme z toho, že nebyly zatím jasně prokázány). Kromě směru tahu pásky je potřeba sledovat orientaci podélné osy tapu vůči průběhu svalových vláken tapované oblasti (podélně nebo příčně), materiál tapu, tvar tapu, velikost působícího tahu a tlaku do hloubky (cílové tkáně, na které taping působí nebo korekční působení na kloub či daný segment) a v neposlední řadě ideální dobu působení tapu od aplikace pásky k dosažení maximální velikosti požadovaného účinku. Všechny tyto jednotlivé aspekty aplikace tapingu mohou mít vliv na výsledný efekt pásky v působení na úroveň svalové aktivity, jak naznačují dostupné odborné články, přičemž znalost efektu jednotlivých aplikačních aspektů je velmi důležitá z hlediska možnosti individuálního přizpůsobení aplikovaného tapu co nejpřesněji potřebám konkrétního jedince.

Vzhledem k tomu, že v současné praxi se můžeme nejčastěji setkat s použitím kinesiologických tapovacích pásek aplikovaných při použití s cílem ovlivnění svalové aktivity výše zmíněnou facilitační nebo inhibiční svalovou technikou, tedy aplikací v průběhu svalových vláken s tahem od jednoho konce pásky k druhému, byla klinická studie provedená v rámci této disertační práce zaměřená právě na tento způsob aplikace.

2. 2 Možnosti a limity hodnocení svalové aktivity; povrchová elektromyografie

Úroveň aktivace svalu můžeme sledovat nepřímo, například hodnocením svalové síly nebo vykonané svalové práce, změnou rozsahu kloubní pohyblivosti v souvisejícím kloubu nebo v ještě komplexnějším pohledu v rámci funkčních testů zaměřených na určitou pohybovou činnost či funkci. Vzhledem ke složitosti senzomotorického systému, v rámci kterého je regulována také svalová aktivita, lze říci, že čím komplexnější funkční situaci hodnotíme, tím je těžší určit, jakým podílem se na jejím ovlivnění účastní právě změna svalové aktivity jednoho konkrétního svalu. Navíc je jen omezený počet standardizovaných funkčních testů či hodnotících škál, který zdaleka neobsáhne variabilitu možných hodnocených pohybů a situací. Vytvoření vlastního metodologicky kvalitního způsobu hodnocení je pak vždy náročnější a nevýhodou je také horší srovnatelnost výsledků s dalšími studii. Z tohoto pohledu je tedy výhodnější přímé hodnocení svalové aktivity pomocí povrchové elektromyografie (sEMG), pro jejíž aplikaci v rámci kinantropologického výzkumu existují metodologická doporučení vycházející, díky rozšíření použití sEMG v klinickém výzkumu z mnoha předešlých studií, např. evropská doporučení pro povrchovou elektromyografii SENIAM (Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles) (Konrad, 2005).

Výhodou hodnocení svalové aktivity pomocí metody sEMG je možnost měření svalu v přirozeném pracovním režimu. Nevýhodou měření *in vivo* je naopak nemožnost určení podílu centrálních a periferních vlivů na výslednou svalovou aktivitu a tím i obtížné určení mechanismu působení určité terapeutické intervence, v tomto případě metody tapingu.

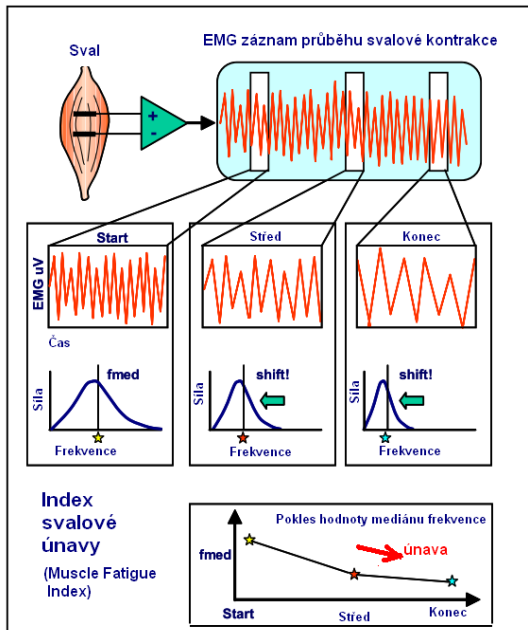
Z pohledu typu svalové kontrakce bude klinická studie provedená v rámci této disertační práce zaměřená na izometrickou svalovou kontrakci. Výhodou je jednodušší nastavení metodiky měření pro zajištění srovnatelnosti opakovaných měření v rámci jednoho probanda i v rámci interindividuálního porovnání, než v situacích obsahujících pohyb. Z výběru experimentální situace potom plyne další omezení platnosti výsledků na podmínky izometrické svalové kontrakce. S ohledem na samotnou metodu tapingu je nevýhodou volby izometrické kontrakce menší možnost uplatnění mechanického působení materiálu tapu ve srovnání se situací obsahující pohyb. V případě izometrické

kontrakce můžeme uvažovat více o působení neurofyziologickém, z mechanického působení se zde může uplatnit především již výše zmíněná dekomprese intersticiálního prostoru (Kase, 2005), viz Obr. 14. Výraznější mechanické působení tahem pásky můžeme očekávat v krajním rozsahu pohybu, který při izometrické kontrakci není dosažen, nebo při pohybu vůbec, spíše než ve statické situaci. Na druhou stranu další z diskutovaných mechanismů účinku metody tapingu, podpora lokální periferní krevní a lymfatické cirkulace, může mít větší význam právě při izometrické kontrakci, kde hraje svou roli zhoršená trofika tkáně navozená protahovanou kontrakcí.

sEMG umožňuje pomocí povrchových elektrod sledovat elektrické projevy svalové činnosti. Zdrojem elektromyografického signálu je transmembránový proud na úrovni sarkolemy. (Rodová et al., 2001). Ke sledování svalové aktivity (v případě klinické studie v rámci této disertační práce velikosti aktivace svalu a nástupu svalové únavy) můžeme využít amplitudu EMG signálu nebo vybrané parametry jeho frekvenční analýzy. Roy a De Luca (1989) preferují hodnocení pomocí frekvenční analýzy, neboť hodnocení pomocí amplitudy elektromyografického (EMG) signálu vykazuje větší variabilitu v závislosti na síle, velikosti a trvání kontrakce, ale i typu použitých elektrod. Velikost aktivace svalu charakterizuje přímo úměrně frekvenční spektrum EMG signálu. Svalová únava může být kvantifikována některou z charakteristik frekvenčního spektra (medián, průměr, modus) nebo může být vypočtena jako poměr nízkého a vysokého frekvenčního pásma či plocha integrovaného signálu korespondující s poklesem mediánu frekvence (Novotný, 2008, dle De Luca, 1997). Posun frekvenčního spektra elektromyografického signálu je podmíněn zejména změnou sumačního potenciálu motorické jednotky (Motor Unit Action Potential, MUAP) a rychlosti pálení motorické jednotky, viz Obr. 2 (De Luca, 1997). Ačkoliv se dříve k hodnocení únavy využíval modus a později střední hodnota frekvence EMG signálu, Roy a De Luca (1989) na základě svých četných studií doporučují k hodnocení únavy medián frekvence, který považují za méně ovlivnitelný šumem a více citlivý na biochemické a fyziologické změny.

Hodnotíme-li svalovou únavu pomocí frekvenční analýzy EMG signálu, můžeme se setkat s dělením únavy na tzv. „metabolic fatigue“ a „contractile fatigue“. Během déletrvající svalové kontrakce (hodnocené ať už pomocí mediánu frekvence, nebo jinou frekvenční charakteristikou), můžeme pozorovat nástup časově závislých změn ukazujících na proces nastupující svalové únavy, ačkoliv ještě není možné navenek

sledovat žádné změny svalové práce (tzv. „metabolic fatigue“). Hodnota mediánu frekvence postupně klesá až do dosažení tzv. „failure point“, ačkoliv výstup síly u daného svalu je relativně konstantní. Od okamžiku dosažení „failure point“ je současně s „metabolic fatigue“ popisovaná i tzv. „contractile fatigue“, kdy se svalová únava projeví „navenek“ poklesem výkonu, viz Obr. 3 (Basmajian, De Luca, 1985).



Obrázek 2

Obrázek 2: Schematické znázornění posunu frekvencí spektra během probíhající izometrické svalové kontrakce a určení indexu únavy; (převzato a přeloženo dle De Luca, 1997)



Obrázek 3

Obrázek 3: Rozdíl mezi „kontraktilní“ a „metabolickou“ únavou. Graf znázorňuje křivku výstupní síly během izometrické svalové kontrakce m. interosseus dorsalis I při 50% MVC a průběh poklesu mediánu frekvence spektra EMG signálu (převzato a přeloženo dle Basmajian, De Luca, 1985)

2. 3 M. biceps brachii

Pro klinickou studii provedenou v rámci této disertační práce byl vybrán m. biceps brachii jednak pro svou dobrou dostupnost z hlediska zvolené povrchové elektromyografie jako hodnotící metody, jednak pro lepší porovnatelnost výsledků s ostatními studii. Na tomto svalu byly provedeny četné studie zabývající se zpřesněním metodiky hodnocení mediánu počáteční frekvence EMG signálu a změn frekvenčního spektra během trvající kontrakce (Roy, De Luca, 1989; Basmajian, De Luca, 1985) a také řada experimentů zaměřených na ověření vlivu tapingu na svalovou

aktivitu pracuje právě s m. biceps brachii (Králová Moc, 2014; Duck-Won, Seung-Chul, 2013; Fratocchi et al., 2012).

M. biceps brachii má však určitá specifika, která mohou hrát roli zejména při aplikaci sEMG na tomto svalu. Jedním z nich je v novějších studiích popisovaná, poměrně vysoká morfologická variabilita bicepsu, který může být až v 19% případů vícehlavý (až čtyřhlavý), jak uvádí Avadhani, Chakravarhi, 2012. Nejasné je také zařazení bicepsu brachii mezi tonické a fázické svaly, což může hrát roli při sledování svalové únavy na tomto svalu. Přesto studie Rainoldi et al. (1999) zkoumající reliabilitu opakovaných souvislých izometrických kontrakcí m. biceps brachii hodnocených frekvenční analýzou EMG signálu určila spolehlivost měření určenou pomocí vnitrotřídního koeficientu korelace jako dostatečně spolehlivou pro opakovaná měření, zejména pro nižší intenzity izometrické kontrakce (10% a 30% MVC).

3 CÍLE A ÚKOLY PRÁCE, VĚDECKÉ OTÁZKY, HYPOTÉZY

3.1 Cíle práce

Cílem disertační práce bylo zhodnotit vliv pružného tapu aplikovaného dvěma různými způsoby (s tahem od anatomického úponu k začátku a opačně) v průběhu svalových vláken m. biceps brachii na počáteční aktivitu tohoto svalu a nástup svalové únavy hodnocené pomocí změn frekvenčního spektra EMG signálu u zdravých jedinců.

3.2 Úkoly

1. Rešerše literatury zabývající se metodou tapingu, vlivem tapingu na svalovou aktivitu, problematikou svalové únavy a jejího hodnocení pomocí EMG
2. Na základě poznatků literární rešerše zpracovat metodiku klinické studie, formulovat výzkumné otázky a hypotézy
3. Vytvořit výzkumný soubor pro experimentální studii
4. Realizace klinické studie
5. Zpracování a interpretace výsledků, diskuse, vyvození závěrů a doporučení pro praxi

3.3 Vědecké otázky

- VO1 Ovlivní aplikace pružného tapu v průběhu svalových vláken m. biceps brachii úroveň počáteční aktivity tohoto svalu při izometrické svalové kontrakci hodnocenou pomocí mediánu frekvence EMG signálu?
- VO2 Ovlivní aplikace pružného tapu v průběhu svalových vláken m. biceps brachii nástup svalové únavy tohoto svalu při izometrické svalové kontrakci hodnocené pomocí strmosti poklesu mediánu frekvence EMG signálu?
- VO3 Má vliv směr tahu tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na úroveň počáteční aktivity svalu a nástup svalové únavy při izometrické svalové kontrakci hodnocené pomocí změn frekvenčního spektra EMG signálu?

3.4 Hypotézy

- H1 Tape 1 aplikovaný na m. biceps brachii směrem od anatomického úponu k začátku sníží hodnotu mediánu frekvence EMG signálu na počátku izometrické kontrakce.
- H2 Tape 2 aplikovaný na m. biceps brachii směrem od anatomického začátku k úponu zvýší hodnotu mediánu frekvence EMG signálu na počátku izometrické kontrakce.

- H3 Tape 1 aplikovaný na m. biceps brachii směrem od anatomického úponu k začátku zrychlí pokles hodnot mediánu frekvence EMG signálu během izometrické kontrakce tohoto svalu.
- H4 Tape 2 aplikovaný na m. biceps brachii směrem od anatomického začátku k úponu zpomalí pokles hodnot mediánu frekvence EMG signálu během izometrické kontrakce tohoto svalu.

4 METODIKA

4.1 Metodický postup teoretické části práce

Teoretická část práce vznikla na základě podrobné literární rešerše. Kritériem pro vyhledávání literárních zdrojů byl anglický, německý a český jazyk. Informačními zdroji byly oborové bibliografie, referátové časopisy, online a offline databáze, katalogy knihoven, webové stránky; učebnice, příručky, monografie; periodika (tituly odborných časopisů, elektronických konferencí, novin, věstníků, zpravodajů, bulletinů, ročenek); výzkumné a vývojové zprávy, diplomové, rigorózní a disertační práce; elektronické dokumenty. Výsledek sběru dat je validní s ohledem na přesnost citace informačních zdrojů dle normy ČSN ISO 690: 2011. Vyhledávání výše zmíněných zdrojů probíhalo pomocí klíčových slov: taping, kinesiotaping, svalová aktivita, povrchová elektromyografie, svalová únava, m. biceps brachii a jejich anglických a německých ekvivalentů.

Teoretická část obsahuje také systematický přehled odborných článků o metodě tapingu sestavený s důrazem na kvalitu jimi poskytovaných důkazů. Odborné články pro tento systematický přehled byly vyhledávány pomocí internetových databází PEDro a MEDLINE za použití vyhledávacích hesel „taping“ a „Kinesio taping“. Vyhledávání proběhlo v říjnu 2014. Zvolenými jazyky pro vyhledávání byl jazyk anglický a německý. Do přehledu byly zařazeny pouze články zabývající se různými účinky tapingu bez kombinace s jiným terapeutickým přístupem. V případě klinických studií byla jako orientační měřítko kvality provedeného výzkumu použita PEDro scale (Maher et al., 2003). Sledován byl celkový počet článků vyhovujících daným požadavkům, účinky hodnocené v jednotlivých člancích, druh informačního zdroje z pohledu hierarchie v Heynesově pyramidě důkazů EBM (viz Papíková, 2002), stupně doporučení dle úrovně důkazu dle Guyatt et al (2000) a skóre v rámci PEDro scale. Zvoleným kritériím odpovídá 47 odborných článků (41 klinických studií, 5 systematických přehledů a 1 metaanalýza). Ve výsledném počtu 47 studií, má však většina studií nízkou metodologickou kvalitu, přestože se většinou jedná o randomizované kontrolované studie. Co se týče struktury objemu článků z pohledu hierarchie jimi poskytnutých důkazů, je v celkový počet 47 článků složen z 1 metaanalýzy, 5 systematických přehledů, 3 oboustranně zaslepených kontrolovaných randomizovaných studií, 3 jednostranně zaslepených kontrolovaných randomizovaných studií, 34 kontrolovaných randomizovaných studií, 1 kontrolované

studie bez randomizace. Průměrná kvalita metodologie klinických studií hodnocená dle PEDro scale je 4,3/10, tedy podprůměrná (pokud bereme jako průměr hodnotu PEDro scale alespoň 5/10). Závěry kvalitnějších odborných článků vypovídají pouze o vlivu tapingu na bolest, kvalitní články týkající se vlivu tapingu na svalovou aktivitu zatím chybí.

4.2 Metodika klinické studie

Výzkumný soubor

Výzkumný soubor tvořilo 20 záměrně vybraných zdravých subjektů (8 žen a 12 mužů, ve věku 21 – 40 let, průměrný věk 29, 2 let) s pravidelnou pohybovou aktivitou na úrovni rekreačního sportu. Vybraní jedinci nesměli v minulosti prodělat žádný úraz v oblasti horních končetin a krční páteře a v posledním roce trpět žádnou bolestí v oblasti pohybového aparátu. Probandi podepsali před zahájením studie informovaný souhlas. Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné výchovy a sportu Univerzity Karlovy dne 18. 4. 2014 pod jednacím číslem 128/2014. Hodnoceným svalem byl m. biceps brachii nedominantní horní končetiny.

Metodika tapingu

Tape z pružného kinesiologického materiálu (BB Tape, Altermed Co., Ltd, Korea) byl aplikován v podobě jednoduché “I” pásky o šíři 5 cm v průběhu dlouhé hlavy m. biceps brachii od loketní jamky k acromionu (Tape1, s předpokládaným inhibičním účinkem) nebo od acromionu k loketní jamce (Tape2, s předpokládaným facilitačním účinkem) s 25 % protažením vždy bezprostředně před samotným měřením a ihned po něm odstraněn. Délka tapu byla individuálně přizpůsobena na základě předchozího antropometrického měření.

Obrázky 4 a 5 ukazují postup při aplikaci Tapu 1 a Tapu 2



Obrázek 4

Obrázek 4: Aplikace Tapu 1 s předpokládaným inhibičním účinkem; červená šipka značí směr aplikace tapu od loketní jamky k acromionu, modrá šipka působící tah tapu (smrštění zpět směrem ke kotvě) od acromionu k loketní jamce



Obrázek 5

Obrázek 5: Aplikace Tapu 2 s předpokládaným facilitačním účinkem; červená šipka značí směr aplikace tapu od acromionu k loketní jamce, modrá šipka působící tah tapu (smrštění zpět směrem ke kotvě) od loketní jamky k acromionu

Metodika měření, měřící zařízení

Nejprve byla individuálně určena velikost maximální volní kontrakce (MVC) na základě 3 maximálních volních kontrakcí proti manuálnímu odporu s 30 s pauzou mezi jednotlivými kontrakcemi. Poté každý subjekt absolvoval 3 měření izometrických kontrakcí m. biceps brachii o intenzitě 30 % MVC, udržované pomocí vizuálního biofeedbacku, nejprve bez tapu a následně s Tapem 1 a Tapem 2 (u všech probandů proběhlo měření ve stejném ve stejném pořadí aplikovaných tapů). Měření probíhalo v korigovaném sedu bez opory zad, s nedominantní horní končetinou v 90° ventrální flexe v kloubu ramenním, 90° flexe v kloubu loketním a předloktím v supinaci. Poloha byla fixována podložením lokte a zapřením distální části předloktí proti speciální výškově nastavitelné hrazdě (viz obrázek 6). Mezi jednotlivými měřeními byla 30 min pauza pro regeneraci. Tato doba byla zvolena na základě vzorce pro výpočet doporučené doby regenerace po izometrické svalové kontrakci o dané době trvání a intenzitě (% MVC), uvedeného v práci Bernard (2006), která je zaměřena na design studií pracujících s izometrickou svalovou kontrakcí.



Obrázek 6: Výchozí poloha pro měření

Pro povrchovou elektromyografii byl využit přístroj Tele Myomini 16 od firmy Neurodata. Dvě jednorázové samolepící Ag/AgCl elektrody opatřené vodivým gelem, s průměrem adhezivní plochy 3,8cm a průměrem vodivé plochy 1cm, byly nalepeny na kůži nad m. biceps brachii v jeho distální a mediální části vždy minimálně 5 min před začátkem měření, interelektrová vzdálenost byla 2cm. Referenční elektroda byla umístěna na trnový výběžek obratle C7. Pásmové rozmezí pro vlastní měření bylo 5-500 Hz a vzorkovací frekvence 1500 Hz.

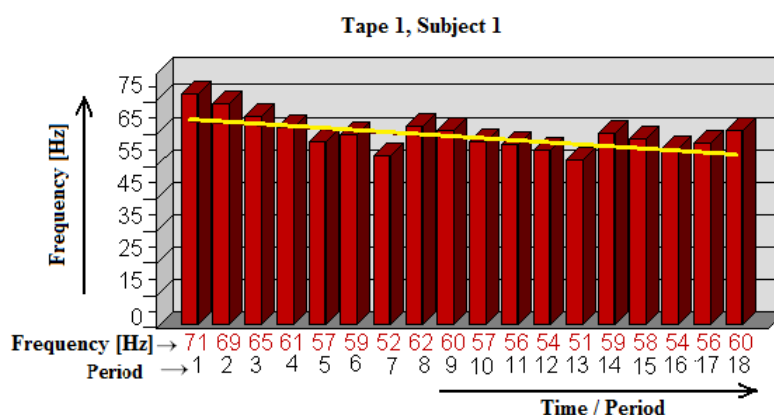
Analýza dat

Záznamy z jednotlivých měření byly podrobeny frekvenční analýze v programu MyoResearch XP Master Edition 1.06 od firmy Noraxon Inc. USA. Jako sledovaná frekvenční charakteristika byl zvolen medián frekvence. Průběh změn frekvence elektromyografického signálu během třiminutového záznamu byl vyhodnocován pomocí regresní analýzy lineárním fitem.

Hodnocenými parametry průběhu změn mediánu frekvence byly zvoleny:

1. Konstantní člen přímkové aproximace pro přímku proloženou hodnotami mediánu frekvence během třiminutové izometrické kontrakce tzv. „Intercept“ (q) (jehož jednotkou je Hz), který označuje bod, kde regresní přímka poklesu mediánu frekvence ve sledovaném třiminutovém intervalu protne osu Y. Čím větší hodnoty nabývá, tím větší je počáteční aktivita sledovaného svalu (hodnocená mediánem frekvence EMG signálu).
2. Lineární člen přímkové aproximace pro přímku proloženou hodnotami mediánu frekvence během třiminutové izometrické kontrakce tzv. „Slope“ (k), jehož jednotkou je Hz/10s a který vypovídá o velikosti průměrného poklesu mediánu frekvence EMG záznamu m. biceps brachii během jeho třiminutové izometrické

kontrakce, tedy o velikosti svalové únavy, tzv. „metabolic fatigue“, kdy ještě nedošlo navenek k poklesu výkonu, ale již můžeme sledovat změny frekvenčního spektra elektromyografického signálu, odvíjející se od biochemických a metabolických změn ve sledovaném svalu. Vzhledem k tomu, že během svalové práce s postupující únavou svalu hodnota mediánu frekvence elektromyografického signálu klesá, nabývá (k) vždy záporných hodnot. Čím větší je potom velikost (k) v absolutní hodnotě, tím větší průměrný pokles mediánu frekvence na periodu nastal.



Obrázek 7: Ukázka výchozích dat jedno měření i s vykreslenou regresní přímkou

Byla sledována rozdílnost těchto parametrů u měření bez tapu v porovnání vždy s měřením u jednoho ze dvou výše popsaných způsobů aplikace tapu.

Data byla dále testována z pohledu věcné i statistické významnosti. Věcná významnost byla určena na základě hodnoty koeficientu effect size, konkrétně Cohenova d . Pro testování statistické významnosti byl využit program IgorPro 6. Nejprve byl proveden Levenův test pro zjištění homogenity rozptylů, jehož výsledky v žádném z testovaných případů nenaznačovaly významné porušení homogenity. Poté byla data testována pro zjištění normality dat a jejich rozložení pomocí Shapiro-Wilk W testu. W Test potvrdil normální rozdělení dat. Výše uvedená zjištění ospravedlňují k použití parametrických testů. Za tímto účelem byl zvolen T-test. Pro výpočet T-testu použita hodnota r , chápaná jako poměr hodnoty intercept (q) nebo slope (k) pro měření provedené s Tapem 1 nebo Tapem 2 a bez tapu.

$$r_{\text{tape 1,2}}^{\text{intercept}} = \frac{q_{\text{tape 1,2}}}{q_{\text{bez tape}}}; \quad r_{\text{tape 1,2}}^{\text{slope}} = \frac{k_{\text{tape 1,2}}}{k_{\text{bez tape}}}$$

Pro podmínky T-testu byla stanovena nulová hypotéza H_0 , která předpokládá, že střední hodnota r se nezmění při použití Tapu 1 nebo Tapu 2 od hodnoty 1. Hladina statistické významnosti byla nastavena na 0,05.

Vymezení výsledků výzkumu

Získané výsledky vypovídající o vlivu pružného tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken bezprostředně po jeho nalepení na aktivitu pod ním ležícího svalu při izometrické svalové kontrakci jsou uplatnitelné na zdravé jedince obou pohlaví z běžné populace ve věku 21-40 let.

Omezení výsledků výzkumu

Výsledky výzkumu mohou nastínit určité tendence vlivu tapingu na vybrané aspekty svalové aktivity při izometrické svalové kontrakci o velikosti 30% MVC hodnocené povrchovou elektromyografií, konkrétně mediánem frekvence EMG signálu, jeho hodnotou na počátku izometrické svalové kontrakce a strmostí poklesu hodnoty mediánu frekvence EMG signálu během jejího trvání po dobu 3 min (tj. na počáteční aktivitu svalu a nástup svalové únavy). Pokud se tedy bavíme v rozsahu výsledků této studie o možném facilitačním nebo inhibičním působení tapingu na svalovou aktivitu, je to vždy vztaženo k těmto vybraným hodnotícím charakteristikám.

Dalším významným faktem z hlediska omezení výsledků studie je skutečnost, že u žádného z 20 probandů nedošlo během 3 min trvání izometrické svalové kontrakce k tzv. „failure point“ (Basmajian, De Luca, 1985), což je fáze svalové únavy, kdy dojde „navenek“ k prudkému poklesu výkonu a neschopnosti dále udržet stávající činnost. Studie tedy nemůže hodnotit vliv tapingu na oddálení, popř. urychlení nástupu tohoto okamžiku během izometrické svalové práce. Výsledky jsou omezeny pouze na fázi tzv. „metabolic fatigue“ kdy dochází během ischemie trvale kontrahovaného svalu k biochemickým a metabolickým změnám, což ovlivňuje právě strmost poklesu frekvence EMG signálu. V praxi se ale většinou stejně s tak dlouho trvající izometrickou svalovou kontrakcí, aby se projevila až do fáze tzv. „contractile fatigue“ a neschopnosti udržení stávajícího výkonu, setkáváme spíše zřídka.

5 VÝSLEDKY

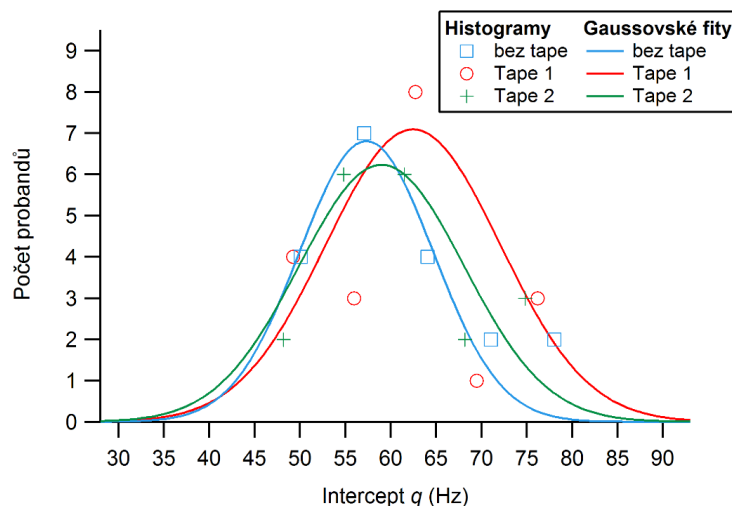
Do konečného hodnocení bylo zahrnuto 19 probandů (8 žen a 11 mužů, ve věku 21 – 40, průměrný věk 29 let). Data jednoho probanda byla z hodnocení vyřazena, neboť hodnoty mediánu frekvence na konci měření s Tapem 1 vykazovaly vzestup nad hodnoty počáteční frekvence.

Konkrétní hodnoty parametru Intercept (q), vypovídajícím o počáteční aktivitě svalu a parametru Slope (k), ukazujícím na rychlost nástupu svalové únavy, pro měření s Tapem 1 a Tapem 2 v porovnání se stavem bez tapu spolu s hodnotami výpočtů věcné a statistické významnosti jsou uvedeny v tabulce 1. Grafické znázornění rozložení hodnot parametrů q a k z měření všech probandů pro stav bez tapu a s Tapem 1 a 2 ukazují obrázky 8 a 9.

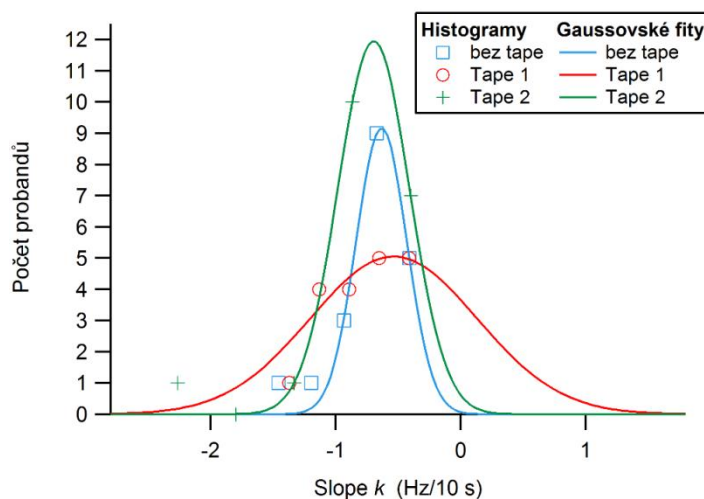
Výsledky nepotvrdily věcnou ani statistickou významnost pro schopnost Tapu 1 a Tapu 2 ovlivnit nějakým způsobem hodnotu parametrů Intercept (q) a Slope (k), tedy měnit počáteční aktivitu svalu nebo nástup svalové únavy.

	$r_{\text{Tape 1}}^{\text{intercept}}$	$r_{\text{Tape 2}}^{\text{intercept}}$	$r_{\text{Tape 1}}^{\text{slope}}$	$r_{\text{Tape 2}}^{\text{slope}}$
Vážený rozptyl *	0,08	0,06	0,27	0,39
Vážený průměr *	1,00	0,99	0,83	0,91
Směrodatná odchylka	0,06	0,06	0,12	0,14
Cohenovo d	0,26	0,14	0,34	0,41
t-value (T-test)	0,76	0,41	1,02	1,23
Kritická hodnota T-testu p_{crit} [%]	45	69	32	24

Tabulka 1: Výsledné hodnoty parametrů Intercept q a Slope k a jim příslušných hodnot věcné a statistické významnosti (váha pro vážené hodnoty je $\frac{1}{\sigma^2}$)



Obrázek 8: Grafické znázornění rozložení hodnot q z měření všech probandů pro stav bez tapu a s Tapem 1 a 2



Obrázek 9: Grafické znázornění rozložení hodnot k z měření všech probandů pro stav bez tapu a s Tapem 1 a 2

5.1 Výsledky z pohledu vědeckých otázek a hypotéz

Vliv tapu na úroveň počáteční aktivity svalu při izometrické kontrakci

K této části se váží hypotézy H1 a H2 a vědecká otázka VO1.

Hypotézu H1, že Tape 1 aplikovaný na m. biceps brachii směrem od anatomického úponu k začátku sníží hodnotu mediánu frekvence EMG signálu na počátku izometrické kontrakce, i hypotézu H2, že Tape 2 aplikovaný na m. biceps brachii směrem od anatomického začátku k úponu zvýší hodnotu mediánu frekvence EMG signálu na počátku izometrické kontrakce, zamítáme.

Z pohledu výzkumné otázky VO1, je závěrem této práce, že aplikace pružného tapu v průběhu svalových vláken m. biceps brachii úroveň počáteční aktivity tohoto svalu při izometrické svalové kontrakci hodnocené pomocí mediánu frekvence EMG signálu statisticky ani věcně významně neovlivní.

Vliv tapu na nástup svalové únavy při izometrické svalové kontrakci

K této části se váží hypotézy H3 a H4 a vědecká otázka VO2.

Hypotézu H3, že Tape 1 aplikovaný na m. biceps brachii směrem od anatomického úponu k začátku zrychlí pokles hodnot mediánu frekvence EMG signálu během izometrické kontrakce tohoto svalu, a stejně tak hypotézu H4, že Tape 2 aplikovaný na m. biceps brachii směrem od anatomického začátku k úponu zpomalí pokles hodnot mediánu frekvence EMG signálu během izometrické kontrakce tohoto svalu, zamítáme.

Z pohledu výzkumné otázky VO2, je závěrem této práce, že aplikace pružného tapu v průběhu svalových vláken m. biceps brachii nástup svalové únavy tohoto svalu při izometrické svalové kontrakci hodnocené pomocí strmosti poklesu mediánu frekvence EMG signálu statisticky významně neovlivní a věcně jen málo významně.

Na základě získaných poznatků lze odpovědět i na vědeckou otázku VO3, zda má vliv směr tahu tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na úroveň počáteční aktivity svalu a nástup svalové únavy při izometrické svalové kontrakci hodnocené pomocí změn frekvenčního spektra EMG signálu, kdy závěrem této práce je, že směr tahu tapu nemá statisticky ani věcně významný vliv na výše zmíněné aspekty svalové aktivity při izometrické svalové kontrakci m. biceps brachii.

6 DISKUSE

Výsledky nepotvrzují v metodických doporučeních pro aplikaci kinesiologických tapů uváděné facilitační nebo inhibiční působení tapingu na svalovou aktivitu v závislosti na směru tahu tapu od úponu k začátku pod ním ležícího svalu nebo naopak.

Přestože můžeme najít kvalitní studie potvrzující klinicky významný vliv tapu na bolest nebo zlepšení svalové síly nebo jiné funkce pohybového systému hodnocené komplexním funkčním testem (Paoloni et al., 2011; Van De Water, Speksnijder, 2010; Gonzales-Iglesias, 2009), které nehodnotí vliv aplikovaného tapu na úroveň aktivity jednoho určitého svalu, u studií zaměřených přímo na svalovou aktivitu jsou výsledky rozporuplné a stejně jako u této klinické studie ne vždy podporují tvrzení metodických doporučení jednotlivých konceptů pro aplikaci kinesiologických tapů o facilitačním nebo inhibičním působení tapu v závislosti na směru tahu tapu (Duck-Won, Seung-Chul, 2013; Young-Han, 2013; Fratocchi, 2012).

Působení tapingu na svalovou aktivitu hodnocenou přímo (např. pomocí EMG) může být ovlivněno propojeností jednotlivých složek senzomotorického systému, neboť se zde vyskytují četné kompenzační mechanismy zahrnující aferentní a eferentní dráhu i vyšší činnosti centrálního nervového systému (Riemann et al., 2002). Tapem navozená lokální aferentní nebo mechanická změna sice velmi pravděpodobně odezvu v senzomotorickém systému vyvolá, tato odezva je však komplexní a jednotlivé složky se na ní mohou podílet individuálně různou měrou (Van Der Esch, 2007), což může být i případ svalové aktivity. Proto nemusí stejně aplikovaný tape vyvolat u různých jedinců vždy stejnou změnu svalové aktivity.

Zvolená metoda sEMG má své pro i proti jak z hlediska hodnocení svalové únavy, tak z pohledu hodnocení efektu aplikovaného tapu. Výhodou je zejména možnost přímého hodnocení úrovně aktivity svalu. Zřejmě i proto je velmi frekventovanou metodou v kinantropologickém a biomechanickém výzkumu (Konrad, 2005; Rodová et al., 2001; De Luca, 1997; Basmajian, DeLuca, 1985). Je však potřeba se držet přesného metodologického postupu, protože může snadno dojít ke zkreslení elektrického signálu svalu faktory týkajícími se aplikace elektrod, snímání EMG signálu a jeho vyhodnocení (Konrad, 2005; Ankrum, 2000; Merletti, 1999). V případě této studie se jedná zejména o problematiku hodnocení počáteční aktivity svalu a únavy svalu pomocí frekvenční analýzy EMG signálu prostřednictvím mediánu frekvence

a také normalizaci získaného EMG signálu pro možnost interindividuální srovnání dat pomocí % MVC. Dostupné studie ukazují dobrou reliabilitu pro metodu hodnocení svalové únavy mediánem frekvence EMG signálu (Silva et al., 2012). Pokud se jedná o využití měření MVC a normalizaci pomocí % MVC k objektivizaci, ukazuje se pro měření MVC opakovaná tentýž den, zejména s menším časovým odstupem, pro intenzitu kontrakce do 50% MVC a pro situaci izometrické svalové kontrakce, což jsou podmínky, které tato klinická studie splňuje, reliabilita hodnocení pomocí MVC a normalizaci % MVC jako dostatečná (Sousa, Tavares, 2012; Kollmitzer et al., 1999). Z pohledu hodnocení efektu metody tapingu na svalovou aktivitu je nevýhodou nemožnost snímat svalová vlákna přímo pod tapem. I přes výše uvedené limity je sEMG jednou z nejdostupnějších možností, jak hodnotit vliv tapingu na svalovou aktivitu přímo. Nepřímé hodnocení svalové aktivity neumožňuje, vzhledem ke složitosti regulačních procesů v rámci senzomotorického systému, určit podíl zvýšení nebo snížení aktivity jednoho daného svalu na konečném výsledku komplexního funkčního testu. Ačkoliv v praxi je podstatné právě pozitivní ovlivnění výsledné funkce, ať už jakýmkoliv mechanismem, je dobré rozumět i principu působení použité metody.

Metodika klinické studie v této disertační práci vycházela ze studie Rainoldi et al. (1999) zkoumající reliabilitu opakovaných souvislých izometrických kontrakcí m. biceps brachii o délce 30 a intenzitě 10%, 30%, 50% a 70% MVC, 3x po sobě s 5 min pauzou. Stejně měření bylo opakováno po 3 dny. Změna frekvenčního spektra EMG signálu byla hodnocena pomocí jeho střední hodnoty. Studie potvrdila spolehlivost měření pomocí vnitrotržního koeficientu korelace jako dostatečně spolehlivé pro opakovaná měření v rámci stejného probanda i při měření v různých dnech pro nižší intenzity izometrické kontrakce (tj. 10% a 30% MVC). V této klinické studii jsme na rozdíl od Rainoldi et al. (1999) využili ke sledování spektrálních změn EMG signálu medián frekvence, který je dle Roy a De Luca (1989) méně ovlivnitelný šumem a více citlivý na biochemické a fyziologické změny. Byla také prodloužena doba trvání opakovaných měření na 3 min a úměrně k tomu dle doporučení (Bernard, 2006) také regenerační pauza mezi jednotlivými měřeními na 30 min.

Z hlediska samotné metody tapingu může být určitou nevýhodou volby izometrické kontrakce menší možnost uplatnění mechanického působení materiálu tapu ve srovnání se situací dynamickou. V případě izometrické kontrakce můžeme uvažovat více o působení neurofyziologickém, z mechanického působení se zde může uplatnit

především kinesiologickou páskou navozená dekomprese intersticiálního prostoru (Kase, 2005) a působení trofotropní (Bell, Muller, 2013).

7 ZÁVĚR

Hlavním cílem této disertační práce bylo zhodnotit vliv pružné kinesiologické tapovací pásky aplikované v průběhu svalových vláken pod ní ležícího svalu na aktivitu tohoto svalu při izometrické kontrakci m. biceps brachii. Byla sledována úroveň počáteční aktivity svalu a nástup svalové únavy pomocí mediánu frekvence EMG signálu. Práce nepotvrdila žádnou ze stanovených hypotéz, formulovaných na základě monografií a příruček věnovaných metodice tapingu, které uvádějí facilitační nebo inhibiční vliv tapu na svalovou aktivitu při aplikaci tapu s tahem od začátku svalu k jeho úponu nebo naopak. Statisticky ani věcně významný vliv tapu na svalovou aktivitu nebyl prokázán ani při sledování úrovně počáteční aktivace svalu, ani při hodnocení nástupu svalové únavy při izometrické svalové kontrakci, a to při obou způsobech aplikace tapu.

Tyto poznatky mohou být přínosné jak z hlediska použití metody tapingu v klinické, sportovní i běžné denní praxi, tak pro další výzkum zaměřený na tuto metodu. Vzhledem ke stále rostoucí oblibě a používání této metody v praxi by měla být na místě opatrnost jak při vyjadřování a uvažování o facilitačním nebo inhibičním působení tapingu na svalovou aktivitu, tak opatrnost terminologická při užívání pojmů „facilitační svalová technika” a “inhibiční svalová technika“, neboť tato představa o působení tapingu nemusí být zcela přesná.

SEZNAM VYBRANÉ LITERATURY

1. ACKERMANN, B., ADAMS, R., MARSHALL, E. The effect of scapula taping on electromyographic activity and musical performance in professional violinists. *Australian Journal of Physiotherapy*, 2002, vol. 48, iss. 3, p. 197-203.
2. ANKRUM, D.R. Question to ask when interpreting surface electromyography (SEMG) results. *Proceedings of the IEA 2000/HFES 2000 Congress*. 2000, 5, p. 530-533.
3. AVADHANI, R., CHAKRAVARHI, K. K. A study on morphology of the biceps brachii muscle. *Nitte University Journal of Health Science*, 2012, vol. 2, No. 3, p. 2-5, ISSN 2249-7110.
4. AYTAR A., ONZULU N., SURENKOK O., BALTACI G., OZOP P., KARATAS M. Initial effect of kinesio taping in patients with patellofemoral pain syndrome: A randomized, double-blind study. *Isokinetics and Exercise Science*, 2011, vol. 19, p. 135-142.
5. BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C.J. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. 5th edition, Baltimore, USA: Williams & Wilkins, 1985, 561 s. ISBN 0-683-00414-X
6. BELL, A., MULLER, M. Effects of kinesio tape to reduce hand edema in acute stroke. *Top Stroke Rehabil.*, 2013; vol. 20, iss. 3, p. 283-288.
7. BERNARD, T. E. Design of Static Muscle Work, University of South Florida, College of Public Health, 2006, [online], [cit. 29. 4. 2015], dostupné z: <http://personal.health.usf.edu/tbernard/HollowHills/SMWDesignM20.pdf>
8. COWAN, S. M., HODGES, P. W., CROSSLEY, K. M., BENNEL, K. L. Patellar taping does not change the amplitude of electromyographic activity of the vasti in a stair stepping task. *British Journal of Sports Medicine*, 2006, vol. 40, iss. 1, p. 30-34.
9. COWAN, S.M., BENNELL, K.L., HODGES, P.W. Therapeutics patellar taping changes the timing of vasti muscle activation in people with patellofemoral pain syndrome. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 2002, vol. 12, p. 229-347.
10. DE LUCA, C. J. The use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 1997, vol 13, p. 135-163, [on line], [cit. 31.3.2015], dostupné z: < <http://delsys.com/decomp/078.pdf> >
11. DUCK-WON O., SEUNG-CHUL CH. Activities of Upper Limb Muscles Related to the Direction of Elastic Tape Application in Healthy Adults: A Randomized Trial of Parallel-Aligned Versus Cross-Aligned Tape Application, *Phys Ther Kor*, 2013; vol. 20, iss. 4, pp. 9-15, <http://dx.doi.org/10.12674/ptk.2013.20.4.009>
12. FARINA, D., FORTUNATO, E., MERLETTI, R. Noninvasive estimation of motor unit conduction velocity distribution using linear electrode arrays. *IEEE Trans Biomed Eng.*, 2000, vol. 47, p. 380-388.
13. FLANDERA, S., HRDLÍČKA, L. *Taping: prevence a léčba poruch pohybového aparátu*. Olomouc: Poznání, 2001, 101 s.
14. FRATOCCHI, G., DI MATTIA, F., ROSSI, R., MANGONE, M., SANTILLI, V., PAOLONI, M.. 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*, 2012, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2012.06.003>
15. GILLEARD, W., McCONNELL, J., PARSON, D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. *Physical Therapy*, 1998, vol. 78, iss. 1, p. 25-32.
16. GONZALES-IGLESIAS, J., FERNANDEZ-DE-LAZ-PENAS, C., CLELAND, J. A., HUIJBREGTS, P., DEL ROSARIO GUTIERREZ-VEGA, M. Short-term effects of cervical kinesio taping on pain and cervical range of motion in patients with acute whiplash injury: a randomized clinical trial. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 2009 Jul; 39(7):515-521.
17. GUYATT, G. H., HAYNES, R. B., JEASCHKE COOK D. J., GREEN, L, NAYLOR, C.D., WILSON, M. C., RICHARDSON, W.S. Users' Guides to the Medical Literature:

- XXV. Evidence-based medicine: principles for applying the Users' Guides to patient care. *Evidence-Based Medicine Working Group. JAMA 2000*; vol. 284, iss.10, p. 1290–1296.
18. HINMAN, R. S., BENNEL, K. L., CROSSLEY, K. M., McCONNELL, J. Immediate effects of adhesive tape on pain and disability in individuals with knee osteoarthritis. *Rheumatology*, 2003, vol. 42, iss. 7, p. 865-869.
 19. HNÍZDIL, J., LICHTENBERG, M. *Taping, progresivní metoda fixace pohybového aparátu (metodický dopis)*. Praha: Ústřední výbor Československého svazu tělesné kultury, Vědeckometodické oddělení, 1989, 74s.
 20. K-Active: K-Active Taping, [on line], [cit. 2.4.2015], dostupné z: < <https://www.k-active.com/en/taping/> >
 21. KASE, K.: Examination and Consideration of the Effects of the Stretch Rate of Kinesio Taping on the Skin: Second Report, Japan: Kinesio® Symposium 20, 2005, [on line], [cit. 25.4.2015], dostupné z: <<http://www.kinesiotaping.com/images/kinesio-association/pdf/research/2005-6.pdf>>
 22. KASE, K.: *Illustrated Kinesiotaping*. 4th Edition, Tokyo: Ken I'Kai Information, 2003, 107 p., ISBN 1-880047-24-1.
 23. KEET, J.L.H., GRAY, J., HARLEY, Y., LAMBERT, M.I. Effect of medial patellar taping on pain, strength and neuromuscular recruitment in subject with and without patellofemoral pain. *Physiotherapy*, 2007, vol. 93, p. 45-52.
 24. Kinesio Taping UK: A Brief History of Kinesio Tex Taping®, [on line], [cit. 27.3.2015], dostupné z: < <http://www.kinesiotaping.co.uk/history.jsp> >
 25. KOBROVÁ, J., VÁLKA, R. *Terapeutické využití kinesio tapu*. 1. vydání, Praha: Grada Publishing, 2012, 160 s. ISBN 978-80-247-4294-6.
 26. KOLÁŘ, P. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vydání, Praha: Galén, 2010, ISBN 978-80-7262-657-1.
 27. KOLLMITZER, J., EBENBICHLER, G. R., KOPF, A. Reliability of surface electromyographic measurements. *Clinical Neurophysiology*, 1999, vol. 110, iss. 4, p. 725-734.
 28. KONRAD, P. The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, version 1.0, April 2005, [on line], [cit. 25.6.2015], dostupné z: <<http://www.noraxon.com/emg/emg.php3>>
 29. KOWALL, M. G., KOLK, G., NUBER, G. W., CASSI, J. E., STERN, S. H. Patellar taping in the treatment of patellofemoral pain. *The American Journal of Sports Medicine*, 1996, vol. 24, iss.1, p. 61-66.
 30. KRÁLOVÁ MOC, D. *Vliv Kinesio Taping® Method na musculus biceps brachii*, disertační práce, Brno, Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, Katedra kineziologie, 2014, 133 s.
 31. KUMBRINK, B. *K-Taping*. Olomouc: Poznání, 2014, 270 s., ISBN 9788087419397.
 32. LANGE, B., CHIPCHASE, B., EVANS, A.: The effect of low-dye taping on plantar pressures, during gait, in subjects with navicular drop exceeding 10 mm. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 2004, vol. 34, iss.4, p. 201-209.
 33. MATĚJŮ, H. *Vliv funkčního tapu zdravého chodidla na jeho interakci s podložkou během chůze*, diplomová práce, Praha, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2004, 62s.
 34. MERLETTI, R.. Standards for reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1999, vol. 9, iss. 1, p. 3-4.
 35. NG, G. Y., WONG, P. Y. K. Patellar taping affects vastus medialis obliquus activation in subjects with patellofemoral pain before and after quadriceps muscle. *Clinical Rehabilitation*, 2009, vol. 23, iss. 8, p. 705-713.
 36. NOVOTNÝ, P. *Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky*, Fakulta tělesné výchovy a sportu Praha, katedra sportů v přírodě, 2008, [on line], [cit. 20. 12. 2014], dostupné z:<<http://web.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-%20Novotny4p-e.rtf>>

37. PÁNEK, D. *Problém identifikace kontrakční strategie svalu. Fázový posun jako identifikátor šíření akčního potenciálu svalu*. Autoreferát disertační práce, Praha: Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 2009, 44 s., [online], [cit. dne 15. 4. 2015], dostupné z: <<http://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-546-version1-panek.pdf>>
38. PAOLONI, M., BERNETTU, A., FRATOCCHI, G., MANGONE, M., PARRINELLO, L., DEL PILAR COOPER, M. et al.: Kinesio taping applied to lumbar muscles influences in chronic low back pain patients. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2011, vol. 47, p. 237-244.
39. PAPIKOVÁ, V. Strategie vyhledávání a důkazy podložených informací pro potřeby klinické praxe. Ikaros, 2002; [on line], [cit. 20.8.2011], dostupné z: <<http://ikaros.cz/strategie-vyhledavani-aktualnich-a-dukazy-podlozenych-informaci-pro-potreby-klinicke-praxe>>
40. PEDERSON, T. S., RICARD, M. D., MERRILL, G., SCHULTHIES, S. S., ALLSEN, P. E. The effects of sparring and ankle taping on inversion before and after exercise. *Journal of Athletic Training*, 1997, vol. 32, iss. 1, p. 29-33.
41. PRATIM DOWARAH, B. P. A study of effects of gluteal taping on TD-parameters following chronic stroke patients. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 2011, vol. 5, iss. 1, p. 36-39.
42. RADFORD, J. A., BURNS, J., BUCHBINGER, R., LANDORF, K. B., COOK, C. The effect of low-dye taping on kinematic, kinetic, and electromyographic variables: a systematic review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 2006, vol. 36, iss.4, p. 232-241.
43. RAINOLDI, A., GALARDI, G., MADERNA, L., COMI, G., CONTE, L. L., MERLETTI, R. Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1999, vol. 9, iss. 2, p. 105-119.
44. RIEMANN, B.L., MYERS, J.B., LEPHART, S.M. Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of Athletic Training*, 2002, vol. 37, iss. 1, p. 85-98.
45. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, vol. 8, iss. 4, pp. 173 – 177, ISSN 1211-2658.
46. ROY, S. H., DE LUCA, C.J.: Evolving characteristics of the median frequency of the EMG signal. In: DESMENT, J. E.: *Computer-Aided Electromyography and Expert Systems*, Amsterdam: Elsevier Science Publishers, 1989, p. 205-221, ISBN 0444811060, [online], [cit. 27. 6. 2015], dostupné z: <<http://www.bu.edu/nmrc/files/2013/12/B-15.pdf>>
47. SIELMANN, D., CHRISTIANSEN, H. *Medi-Taping, Schmerzfrei im Handumdrehen*. Stuttgart: Karl F.Haug Verlag, 2004, 96s. ISBN 3-8304-2116-8.
48. SILVA, C. R., GERES, B. S., KURIKI, H. U., NEGRAO-FILHO, R. F., ALVES, N., AZEVEDO, F. M. Analysis of reliability of EMG signal frequency domain parameters used in the characterization of localized muscle fatigue. *Motriz*, 2012, vol. 18, p. 456-464., [online], [cit. 25. 6. 2015], dostupné z: <http://homepages.ulb.ac.be/~labo/ISB2011/ISB2011ScientificProgram_files/892.pdf>
49. SOUSA, Andreia SP; TAVARES, João Manuel RS. Surface electromyographic amplitude normalization methods: a review. *Electromyography: New Developments, Procedures and Applications*, 2012, [online], [cit. Dne 25. 7. 2015], dostupné z: <<http://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/64430/2/51469.pdf>>
50. TSAI, C. - T., CHANG, W. - D., LWW, J. - P.: Effects of short-term treatment with kinesiotaping for plantar fasciitis. *Journal of Musculoskeletal Pain*, 2010, vol. 18, iss. 1, p. 71-80.
51. VAN DE WATER, A. T. M., SPEKSNIJDER, C. M. Efficacy of taping for the treatment of plantar fasciitis: a systematic review of controlled trials, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2010, vol. 100, iss.1, p. 41-51.

52. VAN DER ESCH, M., STEULTJENS, M. HARLAAR, J., KNOL, D., LEMS, W., DEKKER, J. Joint proprioception, muscle strength and functional ability in patients with osteoarthritis of the knee. *Arthritis Care and Research*, 2007, vol. 57, iss. 5, p. 787–793, doi:10.1002/art.22779.
53. VOJTA, V., PETERS, A.: *Vojtův princip. Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*, Praha: Grada Publishing: 1995, ISBN 80-7169-004-X.
54. VON LAßNERG, CH., RAPP, W. "The punctum fixum-punctum mobile model: a neuromuscular principle for efficient movement generation?." *PloS one*, 2015, vol. 10, iss. 3, DOI:10.1371/journal.pone.0120193.
55. WILSON, T., CARTER, N., THOMAS, G. A multicenter, single-masked study of medial, neutral and lateral patellar taping in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2003, vol. 33, no. 8, p. 437-448.
56. YOUNG-HAN, P. Effects of Taping Application Type on Grip Power, Pinch Power, and EMG Activity. *Science Journal of Public Health*. Vol. 1, No. 5, 2013, p. 239-243. DOI: 10.11648/j.sjph.20130105.20