

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**ÚCHOPOVÉ FUNKCE RUKY A JEJÍ ZMĚNY PO KINEZIOTAPU U
PACIENTŮ PO CÉVNÍ MOZKOVÉ PŘÍHODĚ**

Diplomová práce

Autor: Bc. Marie Novotná

Studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Zemánek

Olomouc 2012

ANOTACE

Název práce v ČJ:

Úchopové funkce ruky a její změny po kineziotapu u pacientů po cévní mozkové příhodě.

Název práce v AJ:

Hand grip functions and its changes after kinesiotape in patients after stroke.

Datum zadání: 31. 1. 2011

Datum odevzdání: 26. 7. 2012

Vysoká škola: Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd UP v Olomouci

Autor práce: Bc. Marie Novotná

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Zemánek

Oponent práce: Mgr. Barbora Kolářová

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce bylo zjistit vliv kineziotapu na aktivitu svalů během dosahu a úchopu pěti různých předmětů. Teoretická část zahrnuje základní poznatky o metodě kinesio tapingu, dále kineziologické poznatky o ruce, dosahu a úchopu a jejich změnách po cévní mozkové příhodě. Praktická část se věnuje měření dosahu a úchopu pomocí povrchové elektromyografie ve třech fázích – před aplikací kineziotapu, bezprostředně po a tři dny po nalepení pásky. Výsledky byly zpracovány pomocí programu MyoResearch. Po aplikaci kineziotapu nedošlo ke statisticky významné změně aktivace svalů během dosahu a úchopu.

Abstrakt v AJ:

The purpose of this study was to find out an effect of Kinesiotaping on a muscle activation during reaching and grasping. The theoretical part includes basic findings of Kinesiotaping method, kinesiological findings of hand, reaching and grasping and it's changes after stroke. The investigatory part deals with measurement reaching and grasping by surface electromyography in three phases – before application of kinesiotape, immediately after and three day after stick a tape. The evaluation was realised by programme MyoResearch. There were no statistically relevant changes in reaching and grasping after application of kinesiotape.

Klíčová slova v ČJ:

Funkce ruky, dosah a úchop, cévní mozková příhoda, kineziotape

Klíčová slova v AJ:

Hand functions, reaching and grasping, stroke, kinesiotape

Místo zpracování: Olomouc

Rozsah: 65 stran včetně příloh, počet příloh 0

Místo uložení: Ústav fyzioterapie

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně. Veškeré prameny a zdroje informací, ze kterých jsem čerpala, jsou uvedeny v referenčním seznamu.

V Olomouci dne 17. 7. 2012

.....

Poděkování

Tímto bych ráda poděkovala Mgr. Tomáši Zemánkovi za odborné vedení, cenné rady a připomínky, také své rodině za trpělivost a podporu.

Obsah

ÚVOD	8
1 TEORETICKÁ ČÁST	9
1.1 Kinesiotaping	9
1.1.1 Indikace	9
1.1.2 Princip účinku	10
1.1.3 Aplikace tapu a směr lepení pásky	11
1.1.4 Tapovací techniky	11
1.1.5 Velikosti a typy kinesiotapu	12
1.1.6 Výběr tvarů	12
1.2 Ruka	13
1.2.1 Vnější a vnitřní svaly ruky	13
1.2.2 Klenby ruky	14
1.2.3 Sektory pohybu	14
1.3 Dosah	15
1.4 Úchop, typy úchopu	15
1.4.1 Fáze úchopu	17
1.5 Synergie	18
1.6 Úchop a dosah po iktu	20
1.6.1 Prsty	22
1.6.2 Role čítí	22
1.6.3 Plasticita	23
2 CÍLE A HYPOTÉZY	24
2.1 Cíl práce	24
2.2 Vědecké otázky a hypotézy	24
3 METODIKA	26
3.1 Výzkumná metoda	26
3.2 Charakteristika probandů	26
3.3 Postup měření	26
3.4 Aplikace kinesio pásky	26
3.5 Vyšetření pomocí povrchová elektromyografie	27
3.6 Průběh měření	27
3.7 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu	28

4	VÝSLEDKY	29
4.1	Výsledky k vědecké otázce č. 1	29
4.2	Výsledky k vědecké otázce č. 2	37
4.3	Výsledky k vědecké otázce č. 3	44
5	DISKUSE	46
5.1	Diskuse k vědecké otázce č. 1	48
5.2	Diskuse k vědecké otázce č. 2 a č. 3	50
5.3	Limity práce.....	51
5.4	Přínos pro praxi	52
	ZÁVĚR.....	53
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	54
	SEZNAM ZKRATEK.....	61
	SEZNAM OBRÁZKŮ	63
	SEZNAM TABULEK.....	64
	SEZNAM GRAFŮ	65

ÚVOD

Horní končetina je velmi variabilní. Dovoluje člověku vykonávat rozličné aktivity. Díky ní dokážeme širokou škálu činností od běžných denních jako oblékání, umývání, manipulace s přiborem, dále pracovní činnosti jako psaní (ať už ručně nebo na počítači), držení a manipulace s nejrůznějšími pracovními nástroji, až k vysoce specializovaným jako například hra na hudební nástroj. Ruka primárně slouží k dosahu, úchopu a manipulaci, zároveň je i důležitou součástí sociálního kontaktu.

Jednou z možností, jak částečně či úplně přijít o funkce ruky je právě cévní mozková příhoda. Omezení funkce ruky je jejím častým následkem. Při tomto omezení či ztrátě dochází k částečné izolaci a neschopnosti sebeobsluhy.

Kinesiotaping je dnes již rozšířená metoda. Pomocí aplikace adhezivní pásky lze facilitovat či inhibovat určité svalové skupiny. Tape lze využít při mnoha diagnózách nejen sportovního charakteru.

Zaujala nás možnost ovlivnění následků CMP pomocí kinesiotapu. Na základě této skutečnosti jsme vybrali téma naší práce. Cílem bylo předložit základní poznatky o kinesiotapingu, úchopových funkcích ruky a jejich změnách po iktu. Ve výzkumné části jsme potom zkoumali, zda má aplikace kinesiotapu vliv na změny svalové aktivity během dosahu a úchopu pěti předmětů. Jednalo se o velký válec o průměru 7,5 cm, malý válec o průměru 6,5 cm, velký míč o průměru 23 cm, golfový míček a tužku. Samotné měření bylo rozděleno na tři fáze. První probíhala bez aplikace pásky, druhá bezprostředně po aplikaci a navazovala na první, třetí se potom uskutečnila 3 den od nalepení.

Pomocí povrchové elektromyografie jsme měřili aktivitu svalů ramenního pletence (m. serratus anterior, m. latissimus dorsi, m. deltoideus, m. trapezius, m. triceps brachii, m. infraspinatus) a předloktí (mm. extensores antebrachii, mm. flexores antebrachii). Kinesiotape byl nalepen hlavně na m. extensor carpi radialis pro podporu dorzální flexe a radiální dukce.

Příprava na psaní této práce spočívala ve vyhledání odborných článků dle klíčových slov v databázích PubMed, Medline, ScienceDirect, Springer Link. Našli jsme přes 100 zdrojů, ovšem ne všechny byly využity do této práce. Od února 2012 probíhalo měření probandů v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc.

1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1 Kinesiotaping

Metodu kinesiotapingu vyvinul v sedmdesátých letech japonský chiropraktik Dr. Kenzo Kase, do Evropy se dostala přes Spojené státy v posledních deseti letech (Doležalová, Pětivlas, 2011). Tato technika byla nazvána podle použitého materiálu z anglického tape – páska (Hnízdil, Lichtenberg, Plajnerová, 1989, Flandera, Hrdlička, 2001, Flandera, 2006). Jedná se o léčebnou metodu užívanou ve spojení s ostatními terapeutickými technikami v léčbě různých muskuloskeletálních a neuromuskulárních onemocnění (Jaraczewska, Long, 2006).

Tapovací pásky existují v různých barvách, které však nejsou pro účinnost tapu důležité. Barvy hrají pouze psychosomatickou roli (Doležalová, Pětivlas, 2011). Dr. Kase tvrdil, že aplikace kinesiotapu má fyziologický efekt včetně snížení bolesti nebo abnormální citlivosti, podporu činnosti svalů, uvolnění nahromaděné lymfy nebo hematomu pod kůží a korekci postavení kloubů (Huang et al, 2009).

Oproti tomu klasický taping užívá pevné lepicí pásky, které zpevňují daný segment a brání pohybům do extrémních poloh. Užívá se hlavně ve sportu jako prevence, v kombinaci s léčbou distorzí, kloubních defektů a při poúrazových a pooperačních stavech pohybového aparátu (Hnízdil, Lichtenberg, Plajnerová, 1989, Flandera, Hrdlička, 2001, Flandera, 2006).

1.1.1 Indikace

Pro kontrolu cílů tapingu můžeme využít mnemotechnickou pomůcku S.U.P.P.O.R.T., díky které vybereme nejlepší techniku a materiál přesně pro daný cíl aplikace.

S. Swelling – otok – otok musí být kontrolován adekvátním tlakem k zajištění nejlepších podmínek pro regeneraci a reparaci tkáně.

U. Undue stress – zvýšené napětí – zabránit zvýšenému napětí, které by mohlo vést k dalšímu zranění nebo zhoršení zranění stávajícího.

P. Protection – ochrana – ochrana měkkých tkání proti dalšímu poškození.

P. Pain – bolest – podporou poškozené tkáně zabránit bolesti a diskomfortu.

O. Optimal – optimalizace – optimalizace léčby a reparace poškozené tkáň korektně aplikovaným tapem.

R. Rehabilitation – rehabilitace – návrat do funkčního stavu (svalová síla, kloubní rozsah, propriocepce...).

T. Therapeutic care – terapeutická péče – péče v počátcích léčby je důležitá pro rychlé zotavení (Austin, Gwynn-Brett, Marshall, 1996).

1.1.2 Princip účinku

Kinesiotape je lepicí páska vyrobená na bázi bavlny navržená tak, aby napodobovala kvality lidské kůže. Má přibližně stejnou tloušťku jako epidermis (Thelen, Dauber a Stoneman, 2008). Dobře a šetrně přilne na kůži, zvětší prostor mezi kůží a svaly, čímž podpoří tok krve a lymfy a díky elasticitě umožňuje ošetřeným svalům aktivně pracovat (Doležalová, Pětivlas, 2011, Huang et al, 2009).

Můžeme pouze spekulovat o fyziologickém mechanismu snížení bolesti, kterým kinesiotape pracuje. Nabízí se dvě možnosti funkce tapu – proprioceptivní a mechanická, ovšem i s předpokladem pozitivního psychologického efektu (Kneeshaw, 2002). Kinesiotape stimuluje neuromuskulární cesty přes zvýšení aferentního feedbacku z kožních receptorů. Thelen, Dauber a Stoneman ve své studii uvádí, že právě tato zpětná vazba, vedená silnějšími nervovými vlákny, podporuje vysvětlení vrátkovou teorií bolesti (Thelen, Dauber a Stoneman, 2008). Mechanický efekt je v navrácení kloubu ke stabilizaci a poskytnutí změny napětí k vytvoření požadovaného muskuloskeletálního nastavení nebo motorického vzoru (Kneeshaw, 2002).

Kinesiotape se většinou aplikuje na cílový sval či tkáň v protažení, aby po relaxaci došlo k tzv. „rebound efektu“ – zvrásnění pásky na kůži, kdy relaxace spolu s elastickými vlastnostmi kinesiotapu nadzvednou kůži a vytvoří záhyby. Správně nalepený kinesiotape díky těmto záhybům koriguje funkci svalů, zlepšuje lymfatický a krevní průtok, snižuje vnímání bolesti a snižuje riziko subluxačního postavení kloubů – zvyšuje kloubní stabilitu (Doležalová, Pětivlas, 2011, Huang et al, 2009, Kase, Kase, Wallis, 2003). Dále může zlepšit svalovou sílu, napomáhat posturálnímu nastavení těla a relaxovat přetížené svaly (Yasukawa, Patel, Sisung, 2006). Kase a Hashimoto ve své studii uvádí, že aplikací kinesiotapu lze ovlivnit periferní průtok krve. Po užití kinesiotapu na m. pectoralis major se zvýšil průtok krve v a. radialis z 13,2 cm/s na 33,6

cm/s, tedy přibližně o 60%. Tento efekt byl zaznamenán ihned po aplikaci – během deseti minut. (Kase, Hashimoto).

Účinky kinesiotalpu jsou komplexní, mezi nejvýznamnější patří:

- ovlivnění svalového tonu přes proprioceptory v kůži a svalech,
- redukce tlaku tkáňových tekutin díky „rebound efektu“ pásky,
- ovlivnění psychosomatiky, placebo efekt.

Voděodolnost a další technické vlastnosti pásky umožňují ponechat tape na kůži 3 – 5 dní (Doležalová, Pětivlas, 2011, Huang et al, 2009, Kase, Kase, Wallis, 2003).

1.1.3 Aplikace tapu a směr lepení pásky

Aby ošetření páskou vydrželo, je nutný dokonalý kontakt mezi kůží a tapovacím materiálem. Kůže by před aplikací kinesiotalpu měla být zbavená nečistot, mastnoty, zbytků krémů a všeho, co by mohlo snížit adhezivní schopnost tapu. Taping nelze aplikovat při výrazných kožních alergiích, zánětech, plísňovém onemocnění a při rozsáhlejších krvácení. U některých pacientů může také výrazné ochlupení limitovat přilnavost pásky (Kase, Kase, Wallis, 2003, Flandera, Hrdlička, 2001, Flandera, 2006).

Účinek kinesiotalpu je určen směrem tahu pásky. Pokud je cílem utlumení svalu (po přetížení, natažení, při akutní bolesti, spasmu, po úrazu), lepí se páska od úponu svalu k jeho začátku, protože sval nepotřebuje podporu ve stahu vláken, ale v jejich uvolnění. Tape se lepí ve velmi lehkém či lehkém tahu pásky (15 – 25%). V opačném případě, při podpoře svalové činnosti (chronická bolest, chronická únava a slabost...), aplikuje se páska jako podpora svalu ve směru jeho kontrakce – od začátku k úponu. Pro stimulaci oslabených svalů aplikujeme tape v lehkém či středním tahu (25 – 50%). Kinesiotalpe tak díky rebound efektu pomáhá pracujícímu svalu kontrahovat jeho vlákna a proprioceptivně stimuluje jeho receptory (Doležalová, Pětivlas, 2011, Kase, Kase, Wallis, 2003).

1.1.4 Tapovací techniky

Při aplikaci kinesiotalpu je nutné dbát na správný stupeň napětí pásky. V tomto případě platí, že méně je více. Patřičné napětí je jedním z nejkritičtějších faktorů úspěšné aplikace tapu. V každé metodě tapování je napětí (stretch) určeno procentuálně a vztaženo ke 100%, což je maximální protažení pásky (Kase, Kase, Wallis, 2003).

- 1) Stretch kůže a svalů: 10 – 15% stretch (zvaná též „paper of tension“)

- 2) Tape stretch:
 - a. Inhibice: 15 – 20% stretch pásky, od úponu k začátku
 - b. Facilitace: 15 – 50% stretch pásky, od začátku k úponu
- 3) Korekční techniky:
 - a. Mechanická: 50 – 75% stretch, redukce otoku a bolesti, propioceptivní stimulace, posturální korekce
 - b. Fasciální: 15 – 50% stretch, úprava pohybu fascie
 - c. Prostorová: 25 – 50% stretch, elevace tkáně, snížení tlaku v postižené tkáni, zlepšení prokrvení
 - d. Vazivová/šlachová: 50 – 90% stretch, propioceptivní stimulace, snížení napětí šlach a svalů
 - e. Fukční: 50 – 75% stretch, podpora a omezení pohybu, prevence distenze tkáně, hypermobility, opakování úrazu
 - f. Lymfatická: 10 – 25% stretch, drenáž lymfatických cest, redukce otoků, hematomů. (Kase, Kase, Wallis, 2003).

1.1.5 Velikosti a typy kinesiotalpu

Primárně se užívá tape o šířce 5 cm. Páska o šířce 2,5 cm se využívá pro jemnější aplikace, př. pro prsty nebo neurologický taping. Šíře 3,75 cm je vhodná pro taping kotníků nebo pro postavou menší pacienty. Je k dostání v červené, modré, černé, béžové a přírodní barvě. Na českém trhu jsou k dostání pásky různých barev o šířce dvou a pěti centimetrů (Doležalová, Pětivlas, 2011, Kase, Kase, Wallis, 2003).

1.1.6 Výběr tvarů

Kinesiotalpe může být aplikován ve tvaru Y, I, X, Fan (Fork), Web a Donut. Výběr závisí na velikosti postiženého svalu a požadovaného efektu terapie.

- 1) Y – nejběžnější používaná metoda, která se používá k obklopení svalu s cílem buď facilitovat nebo inhibovat jeho stimulaci. Základní terapeutický princip pro oslabený sval je nalepit tape okolo postiženého svalu, pro tento princip je Y tvar nejvhodnější. Do Y tvaru se většinou stříhají širší pásky.
- 2) I – může být použit místo Y u akutně zraněného svalu, primárním cílem je snížení otoku a bolesti.
- 3) X – využívá se, když se směr tahu svalů během pohybu může měnit (př. mm. rhomboidei), častěji se objevuje při použití širších pásek.

- 4) Fan (Fork) – tvar vidličky pro lymfatickou drenáž, jedná se pokročilejší koncept. Opět se využívá u širších pásek.
- 5) Web – je modifikovaný Fan (Fork).
- 6) Donut – primárně užíván proti otoku. Série 2 nebo 3 překrývajících se pásek jsou aplikovány tak, že centrální vykrojení je umístěno přesně nad postiženou oblastí (Doležalová, Pětivlas, 2011, Kase, Kase, Wallis, 2003).

1.2 Ruka

Lidská ruka je úžasný nástroj, schopný provádět nespočet věcí a mající jedinečnou vlastnost – uchopování. Je vysoce specializovaná, adaptabilní a kreativní. Z funkčního hlediska je ruka efektorovým orgánem horní končetiny, která ji mechanicky podporuje a dovoluje zaujmout optimální pozici pro danou akci. Nejedná se jen motorický orgán, je také velmi citlivá, informace zpětné vazby jejích senzorických receptorů jsou pro její výkon podstatné. Také je to orgán stereognozie, kdy díky ní lze rozpoznat povrch, tvar, tloušťku, texturu, váhu, teplotu předmětu bez vizuálního kontaktu (MacKenzie, 1994, Kapandji, 2002).

Nezbytnou rolí ruky je také sociální kontakt a nezastupitelná role gestikulace. Gesta jsou projevem výsledku blízké spolupráce mezi obličejem a rukou a jsou pod subkortikální kontrolou (MacKenzie, 1994, Kapandji, 2002).

1.2.1 Vnější a vnitřní svaly ruky

Svaly, které se účastní pohybu zápěstí a prstů a začínají mimo ruku, tedy v oblasti lokte bývají nazývány vnějšími svaly (Kapandji, 2002, Muscolino, 2011). Tyto svaly přichází na ruku jako šlachy, které mohou být velmi dlouhé. Na dorzální a palmární straně zápěstí jsou šlachy drženy na místě pomocí flexorového a extenzorového retinakula. Vnější svaly zajišťují značnou sílu a obratnost prstů (MacKenzie, 1994, Muscolino, 2011).

Vnitřní svaly ruky začínají a končí v oblasti ruky, umožňují pohyb v metakarpofalangeálních a interfalangeálních kloubech. Vnitřní svaly palce tvoří thenarovou eminenci, svaly malíku hypotherarovou. Účastní se precizního pohybu (MacKenzie, 1994, Kapandji, 2002, Muscolino, 2011). Vnitřní a vnější svaly ruky spolupracují – extenzory zápěstí pracují synergicky s flexory prstů, flexory zápěstí pracují synergicky s extenzory prstů (Kapandji, 2002).

1.2.2 Klenby ruky

Ruka, stejně jako noha, má své klenby. Klenby ruky tvoří konkavitu dlaně a prstů, která pomáhá ruce lépe uchopit předměty a zvýšit tak bezpečnost úchopu. (Muscolino, 2011).

Uchopujeme-li větší předmět, vytvaruje se ruka do tří kleneb:

- Transverzální – proximální transverzální klenba je tvořena řadami karpálních kostí, distální pak hlavičkami metakarpů.
- Longitudinální – běžící od zápěstí, formována metakarpy a jednotlivými články prstů. Dva nejdůležitější je klenba prostředníku, která je pokračováním osy karpálního valu, a malíku, která se nejčastěji staví do opozice vůči palci.
- Šikmá – vytvářena palcem v opozici, nejdůležitější je klenba mezi palcem a ukazovákem (Kapandji 2002, Muscolino, 2011).
-

1.2.3 Sektory pohybu

Během flexe a extenze může být pohyb zápěstí rozdělen do 4 sektorů:

- 1) Sektor maximálního využití – do 20°, základní pohyby jsou malé, ligamenta uvolněná a tlak na kloubní plochy minimální.
- 2) Sektor volného pohybu – do 40°, ligamenta začínají být napnutá, roste intraartikulární tlak.
- 3) Sektor rostoucí fyziologické bariéry – do 80°, intraartikulární tlak a napětí ligament dosahuje maxima.
- 4) Sektor patologického rozsahu – nad 80°, kdy další pohyb je možný při ruptuře ligament, nebo nečekaně velkou silou.

Funkční pozice zápěstí odpovídá pozici maximální efektivity svalů prstů, zejména flexorů. Tato pozice je charakterizována lehkou extenzí zápěstí (40 – 45°) a lehkou ulnární dukcí (15°). To je pozice, kdy je ruka nejlépe adaptována a připravena na úchop (Kapandji, 2002).

1.3 Dosah

Lidský dosah je vysoce adaptabilní k novým kontextům a dynamickému prostředí (Kluzik et al., 2008). Kontrola volných pohybů např. dosahových zahrnuje sérii senzomotorických změn řízených z vyšších etáží zastupující časoprostorovou formu pohybu k upřesnění kauzálních detailů jeho provedení, vrcholící v signálech, které generují náležité vzory svalové aktivity (Scott, Kalaska).

CNS užívá propioceptivní informace ke koordinaci široké palety pohybových aktivit. Vstup z aferentních propioceptorů informuje CNS o tom, které klouby se pohybují, o směru pohybu a kinematice jednotlivých kloubů (Verschueren, Cordo, Swinnen, 1998). Ve skutečnosti neurofyziologie ukazuje, že kortikální neurony specializované na vizuální pohyb zpracovávají důkladně cílenou rychlost a směr, ale zahrnují pouze částečné informace o zrychlení (Zago et al., 2004).

1.4 Úchop, typy úchopu

Ruka je primárně používána pro manipulaci (Muscolino, 2011). Každý úchop vyžaduje precizní timing (Zago et al., 2004). Úchopy zahrnují širokou škálu postavení prstů a ruky, ovšem klasifikace úchopů se u jednotlivých autorů liší (Muscolino, 2011). Kapandji (2002) dělí úchop na statický a dynamický.

Statický úchop může být klasifikován do dvou skupin: prstový a dlaňový.

Prstový úchop dále dělí na bi-digitální a pluri-digitální.

- Bi-digitální:
 - a) úchop terminální opozicí prstů – př. pinzetový úchop,
 - b) úchop subterminální opozicí prstů – př. špetka,
 - b) úchop subterminální – laterální opozicí – př. úchop mince,
 - c) interdigitální laterální úchop – př. cigaretový úchop.
- Pluri-digitální:
 - a) tridigitální – př. úchop malého míčku,
 - b) tetradigitální – př. úchop většího objektu, silový úchop,
 - c) pentadigitální – př. úchop velkých předmětů, silový úchop.

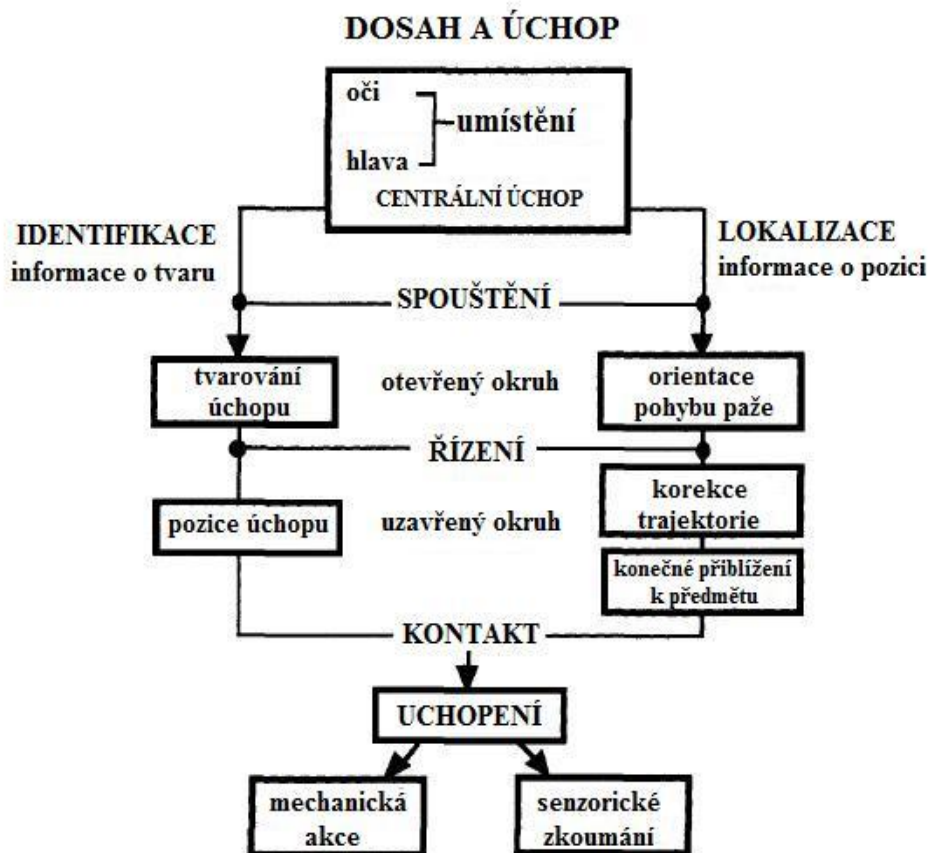
Dlaňový úchop lze rozdělit na digito-palmární (úchop pomocí dlaně a prstů) a palmární (úchop velkých, těžkých předmětů pomocí dlaně, Kapandji, 2002).

Provádí-li ruka během úchopu nějakou další činnost, jedná se o dynamický úchop. Příkladem může být zapálení zapalovače, stříkání sprejem, stříhání nůžkami, jedení čínskými hůlkami atd. (MacKenzie, 1994, Kapandji, 2002). Napier (1956) také rozdělil úchop na „prehensile“, kdy dochází k uchopení předmětu dlaní nebo prsty a na „non-prehensile“, který nevyžaduje úchop. „Non-prehensile“ úchop využívá místo uchopení vliv gravitace. Jedná se například o držení tácku na ruce (MacKenzie, 1994, Kapandji, 2002).

Hore et al (2001) ve své studii uvádí, že úkoly ruky jako dosah a úchop jsou kontrolovány z vnitřního modelu ruky a interakcemi očekávaných vnějších vlivů. Například flexory prstů mohou poskytovat dvě základní funkce během hodů. Za prvé umožňují ruce držet míč, čímž zamezují předčasnému uvolnění míče z ruky. Za druhé, v pozdější fázi hodů, kdy je míč uvolněn a pohybuje se přes prsty, zamezují zpětným silám z míče produkovat nadměrnou extenzi prstů. Tyto zpětné síly vyplývají z Newtonova třetího pohybového zákona (akce a reakce).

Při úchopu jsou poskytnuty informace o nejvhodnější cestě k uchopení předmětu. Dosahové a úchopové komponenty jsou ovlivněny velikostí objektu, kdy musí být prsty ruky nastaveny do vhodné pozice vzhledem k předmětu (Gentilucci et al., 2001, Cuijpers, Smeets, Brenner, 2004, MacKenzie, 1994). Úchop může ovlivnit pohyb ostatních distálních efektorů. Variace tvarování (počáteční kinematika úchopu více související s plánováním) ovlivňuje další distální pohyb. Úchopové parametry, které se mění jako důsledek změny vnějších vlastností předmětu, neovlivňují pohyb dalších distálních efektorů (Gentilucci et al., 2001). U daného objektu závisí otevření úchopu na velikosti předmětu, zatímco transportní komponenta je závislá na umístění v prostoru. Bylo shledáno, že orientace předmětu ovlivňuje pronaci zápěstí bez změny transportní kinematiky. Během pohybu se orientace ruky a velikost otevření úchopu postupně mění k jejich konečným hodnotám (Cuijpers, Smeets, Brenner, 2004).

Obrázek 1. Paillardův model dosahu a úchopu (upravené dle MacKenzie, 1994).



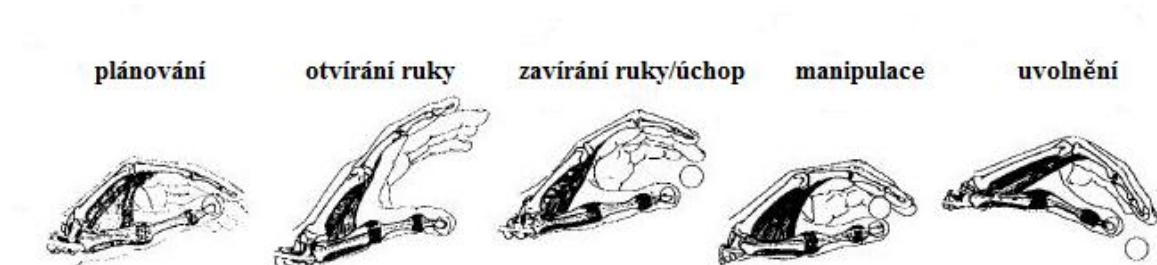
1.4.1 Fáze Űchopu

Űchop můžeme rozdělit do několika fází.

- 1) Přípravná fáze – předchází fázi samotného Űchopu. Jedná se o kombinaci trajektorie ruky (transport) a časových změn parametrů kloubů prstů předem očekávaného Űchopu (předtvárování ruky, Arbib, Iberall, Lyons, 1985, Jeannerod, 1984).
- 2) Fáze Űchopu – začíná v momentě, kdy se ruka dotkne předmětu a stabilně ho uchopí (Kang, Ikeuchi, 1992).
- 3) Fáze manipulace – tato fáze je charakterizována pohybem ruky s cíleným pohybem předmětu vzhledem k prostředí. Űchop byl vybrán tak, aby byla možná manipulace s předmětem (Landsmeer, 1962).

- 4) Fáze uvolnění - jedná se o konečnou fázi, manipulace je dokončena, úchop se uvolňuje a ruka se vzdaluje od předmětu (MacKenzie, 1994, Kang, Ikeuchi, 1992).

Obrázek 2. *Fáze úchopu* (upravené dle MacKenzie, 1994)



1.5 Synergie

Slovo synergie pochází z řečtiny a znamená „pracovat dohromady“ (Micera et al., 2005, Dipietro et al., 2007). Set dvou a více koordinovaných elementů, jako třeba kloubů nebo svalů, může být považován za synergii (Dipietro et al., 2007). Hoffmann et al. (2009) uvádí, že existuje spojování proximálních a distálních segmentů na HK biomechanickými a neurologickými mechanismy. Například aktivace vícekloubních svalů vyvolá pohyb ve více kloubech, efektivně propojí pohyby kloubů v určitých vzorech.

V neurovědách jsou motorické synergie prezentovány jako potencionální strategie, které používá centrální nervový systém, aby zjednodušil koordinaci mnoha stupňů volnosti pohybového systému během dosahování různých cílů (Dipietro et al., 2007).

V klinické neurorehabilitaci mohou být motorické synergie definovány jako stereotypní pohyby celé končetiny, které odrážejí ztrátu nezávislosti kontroly kloubů a limitují schopnost člověka koordinovat klouby ve flexibilních a adaptabilních vzorcích, čímž znemožňují provedení mnoha funkčních motorických úkolů (Dipietro et al., 2007).

Neurální propojení svalů HK může být po CMP změněno kvůli neurálnímu poškození nebo jako výsledek adaptace na toto poškození (Hoffmann et al., 2009). Hemiparéza je spojená s redukcí počtu funkčních kortikospinálních a kortikobulbárních vláken vedoucích do míchy a mozku. Tyto kortikální projekce přenáší motorické příkazy, proto ztráta propojení, nebo snížení výkonu těchto cest potenciálně

omezuje možné vzory svalové aktivace (Dewald, Beer, 2001). Afektovaná končetina pacientů po CMP pak upadá do abnormálních synergických vzorů (Kung, Lin, Ju, 2010, Hoffmann et al., 2009). Stereotypní pohybové vzory na paretické HK mohou být přisuzovány neurálnímu spojení mezi klouby HK. Toto spojování snižuje schopnost kontrolovat klouby samostatně (Miller, Dewald, 2012). Na HK abnormální pohybové vzory zahrnují flekční a extenční synergie. Flekční abnormální vzor ukazuje koaktivaci abduktorů ramene (m. deltoideus) s flexory lokte (m. biceps brachii, m. brachialis, m. brachioradialis, Ellis et al., 2005, Dewald, Beer, 2001, Dipietro et al., 2007). Abnormální spojení abdukce ramene a flexe lokte omezuje pacienty po CMP v dosahových aktivitách (Kung, Lin, Ju, 2010).

Extenční synergie je pak charakterizována současnou addukcí v rameni a extenzí v lokti (Dewald, Beer, 2001, Dipietro et al., 2007). Lum, Burgar, Shor (2003) přidávají k flekční synergii ještě zevní rotaci v ramenním kloubu, k extenční vnitřní rotaci v ramenním kloubu. Kung, Lin, Ju (2010) přidávají k flekční synergii supinaci předloktí, k extenční pronaci. Miller, Dewald (2012) spojují s flexí lokte také flexi zápěstí a prstů.

Dosah (příklad flexe v rameni a extenze v lokti) je proto funkční úkol, který vyžaduje vytvoření svalového vzoru v rameni a lokti, který je mimo rámec aktivace flekční i extenční synergie (Miller, Dewald, 2012).

Lum, Burgar, Shor (2003) se domnívají se, že abnormální synergie vznikají kvůli abnormálnímu neurálnímu spojování mezi motoneuronovými pooly během volního úsilí. Dalším možným důvodem těchto synergií je svalová imbalance. Například během pokusu o abdukcii v rameni by u zdravých měla koaktivační strategie v lokti stabilizovat loketní kloub, ale u pacientů po CMP vede k flexi v lokti, protože centrální mechanismy nekompensují svalovou imbalance pro flexi v lokti.

Imbalance pro flexi v lokti ukazuje sebe samu jako synergické spojování mezi abdukcí a flexí v lokti během pokusu o abdukcii v rameni. Možný mechanismus, který může vysvětlit svalovou imbalance, je, že po CMP se objevuje větší aktivační poškození v určité svalové skupině v porovnání s jejími antagonisty. Druhý možný mechanismus je ztráta kontrolních mechanismů po CMP. Například neschopnost selektivně aktivovat agonistické svaly bez kokontrakce antagonistů (Lum, Burgar, Shor, 2003). Kung, Lin,

Ju (2010) tvrdí, že abnormální synergie afektované končetiny mohou být zvýšeny hyperreflexií.

Abnormální vzory pozorované u hemiparetiků jsou spíše neurologického rázu, ačkoli mechanická komponenta nemůže být vyloučena. Například subluxace glenohumerálního kloubu a změny ve skapulohumerálním rytmu doprovázející CMP budou ústít do změny pohybu v rameni (Dewald, Beer, 2001).

1.6 Úchop a dosah po iktu

Cévní mozková příhoda (CMP) obvykle vede ke slabosti specifických svalů a k pohybovým deficitům viditelných na končetinách kontralaterálně k místu iktu (Lia et al., 2003). Poškození po CMP může vést k vážným formám motorického a/nebo sensorického poškození, např. svalová aktivita je porušena abnormálním timingem agonistů a synergistů a neúspěšnou deaktivací antagonistů (Lang, Schieber, 2004, Mirbagheri et al., 2007). Typickou je také spasticita, příznak syndromu horního motoneuronu. Široce uznávaná definice spasticity, navržená Lancem, popisuje spasticitu jako kloubní odpor závislý na rychlosti protažení. Spasticita je důležitým fenoménem, který může vést k funkčním limitacím, působit bolest a tvořit sekundární komplikace (Mirbagheri et al., 2007).

Hemiparéza a poškození funkcí horní končetiny je častým následkem CMP, který limituje pacientovu nezávislost a kvalitu života (Scheidt, Stoeckmann, 2007, Woldag, Stupka, Hummelsheim, 2010). Horní končetina bývá vážně postižena u více než 50% osob (McCrea, Eng, Hodgson, 2005). V případě, kdy se léze vyskytuje v kortikospinálním traktu, může snížená svalová selektivita odrážet ztrátu spojení mezi kortexem a motoneuronem svalů ruky. S poškozením zkříženého kortikospinálního traktu, může intaktní a aktivní kortex využít kontrolu nad spinálními motoneurony alternativními sestupnými drahami (nezkřížený kortikospinální trakt, rubrospinální a retikulospinální trakt, Lang, Schieber, 2004).

Dosah a úchop předmětu jsou klíčovými znaky normální funkce HK a jsou nezbytné pro provádění denních aktivit (Vliet, Sheridan, 2007, McCrea, Eng, Hodgson, 2005). Potíže se mohou projevit jak v motorickém provedení, tak v plánování (Lang, DeJong, Beebe, 2009). Zhoršení motorické kontroly po CMP se primárně projevují

v deficitech síly, kontroly a koordinace segmentů končetiny. Neschopnost vytvořit a kontrolovat sílu podtrhuje motorický deficit HK, který přetrvává i měsíce po iktu (Lodha et al., 2010).

Dosahové a úchopové pohyby afektované HK u hemiparetických pacientů jsou charakteristické snížením rychlosti pohybu, menší přesností, nedostatkem hladkosti a koordinace a abnormálními vzory svalové aktivace (Serrao et al., 2012, Woldag, Stupka, Hummelsheim, 2010, Wenzelburger et al., 2005). Schopnost generovat a efektivně upravovat sílu je důležité pro provádění funkcí horní končetiny (Lodha et al., 2010).

Deficity mohou být způsobeny spasticitou, slabostí, poškozeným vnímáním končetiny či kloubní propriocepce a narušenou prostorovou koordinací (Vliet, Sheridan, 2007, Scheidt, Stoeckmann, 2007). Úchop vyžaduje vyváženost sil, aby se zabránilo vyklouznutí či rozmáčknutí předmětu (Wenzelburger et al., 2005). Aby došlo k úspěšnému uchopení předmětu, musí být dosah a úchop dobře zkoordinován a načasován, proto je ztráta schopnosti izolovat a kontrolovat pohyby v rameni, lokti a zápěstí může omezit (McCrea, Eng, Hodgson, 2005, Vliet, Sheridan, 2007, Scheidt, Stoeckmann, 2007, Woldag, Stupka, Hummelsheim, 2010). Omezení po CMP může vyústit v potřebu dodatečných stupňů volnosti v dalších kloubech, vznikají tak rozmanité kompenzační strategie pro zlepšení funkce, např. pohyb trupu je využit ke kompenzaci neadekvátního dosahu (McCrea, Eng, Hodgson, 2005, Raghavan et al., 2010). Svou roli hraje také gravitační síla během dosahu vyvýšeného předmětu, což je obzvlášť velká výzva pro pacienty po CMP (McCrea, Eng, Hodgson, 2005).

Čas strávený v určité fázi pohybu, jeho trajektorie a přesnost formování úchopu jsou ukazateli výkonu po CMP (Wenzelburger et al., 2005). Může se objevit zpomalený transport ruky, prodloužení terminální fáze dosahu, nepřímá trajektorie pohybu či dřívější a větší otevření ruky pro úchop (Raghavan et al., 2010). Kvantitativní analýza Wenzelburgera et al. odhalila odlišné vzory pro timing dosahovo – úchopových pohybů a pro timing během zvedání předmětu. Zrychlení dosahu HK bylo hladké a neprodlužované, zpomalení a konečná fáze úchopu byly výrazně změněny. Tyto fáze byly selektivně zpomalené, trajektorie často hypermetrické, ruka se blížila k cíli shora. Počáteční fáze zvednutí byly zpomaleny. Zpomalení se projevilo také ve fázích, kdy se formoval úchop (Wenzelburger et al., 2005).

U pacientů s hemiparézou se také objevuje pocit tíže nebo zvýšeného úsilí při pokusu o pohyb (Bertrand et al., 2004).

Klatzky tvrdí, že omezení (např. vyplývající z motorického systému nebo vnějšího prostředí) vede k úpravě pohybových priorit (What makes a population atypical-priorities or constrains? in McCrea, Eng, Hodgson, 2005). Latash a Anson zdůraznili, že alterované motorické vzory se nemusí nutně projevit neúspěchem provedení úkolu. Reorganizace priorit CNS generuje adaptační změny uvnitř motorického systému (What are „normal movements“ in atypical populations? in McCrea, Eng, Hodgson, 2005). Viaul, Feldman, McFadyen naopak tvrdí, že maladaptivní strategie pohybu při dosahu a úchopu mohou tvořit bariéru pro zlepšení motoriky HK po CMP (Viaul, Feldman, McFadyen, 2004).

1.6.1 Prsty

Poškození motorického kortexu nebo kortikospinálního traktu omezuje selektivitu aktivace svalů prstů (Lang, Schieber, 2004). Ruka po CMP je typicky charakterizována sníženou schopností extenze a abdukce/addukce prstů z flekční pozice (Towels, Kamper, Rymer, 2010). Omezená extenze prstů je primárně způsobena limitovanou schopností aktivovat extenzory prstů a palce. Toto omezení narušuje denní život, protože pro dosah, úchop a manipulaci s předměty v interakci s prostředím je adekvátní extenze prstů nezbytná (Lang, DeJong, Beebe, 2009, Towels, Kamper, Rymer, 2010). Také individuální pohyb prstů je nezbytným předpokladem pro zručnost (Wenzelburger et al., 2005). Mnoho každodenních úkolů zahrnuje koordinaci prstů s rukou a/nebo koordinaci prstů obou rukou, není tedy překvapením, že ztráta funkce ruky po CMP je hlavním důvodem zhoršení aktivit denního života (Lia et al., 2003). Proto pacienti po CMP často používají kompenzační úchopové strategie. Tyto strategie využívají pasivního rozsahu pohybu kloubů paretického ukazováčku a palce a close – packed position paretické ruky pro chycení předmětu mezi prsty, mezi prsty a dlaň nebo mezi prsty a palec (Towels, Kamper, Rymer, 2010).

1.6.2 Role čítí

Role nepoškozeného čítí končetiny v dosahu je méně zřejmá, protože vizuální zpětná vazba dodává dostačující informace pro prostorové plánování pohybu i u jednotlivců, kde úplně chybí propriocepce. Proprioceptivní odhad polohy končetiny

je potřebný pro koordinaci svalů sousedních kloubů a přispívá ke kompenzaci chyb aktualizací motorického plánu (Scheidt, Stoeckmann, 2007).

1.6.3 Plasticita

Znovu nabývání funkcí ruky po CMP odráží zejména neuroplasticita. Plastické změny po CMP uvnitř afektované hemisféry ukazují reorganizaci přeživších neurálních elementů. Funkční a strukturální reorganizace byla popsána také v nepostižené hemisféře. Zejména byla nalezena zvýšená aktivace motorického kortexu neafektované hemisféry během pohybu poškozenou rukou po CMP. Region nebyl stejný jako ten, který používá neafektovaná hemisféra pro pohyb nepoškozenou rukou (Lia et al., 2003). Účinek neuroplasticity závisí na integritě kortikofugálních vláken. Léze kortikospinálního traktu může posunout změnu kontroly funkcí ruky do neporušených kortikálních oblastí. (Wenzelburger et al., 2005). Studie Kojović et al. poskytla důkazy, že terapie mění kortikální excitabilitu a že tyto změny mají přetrvávající účinek, který se přímo promítá do modifikace kortikálního vstupu do míšních obvodů (Kojović et al., 2011).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

Cílem této diplomové práce je zjistit vliv kinesiotapec extenzorů ruky u hemiparetických pacientů na dosah a úchop pěti předmětů prostřednictvím povrchové EMG.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vědecká otázka č.1:

Má kinesiotapec extenzorů ruky vliv na svalovou aktivitu dosahu a úchopu pěti předmětů u pacientů po CMP?

H₀1: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením dosahu před a bezprostředně po aplikaci kinesiotapec.

H₀2: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením úchopu před a bezprostředně po aplikaci kinesiotapec.

H₀3: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením dosahu bezprostředně po aplikaci kinesiotapec a po třech dnech působení.

H₀4: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením úchopu bezprostředně po aplikaci kinesiotapec a po třech dnech působení.

H₀5: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením dosahu před aplikací kinesiotapec a po třech dnech působení.

H₀6: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením úchopu před aplikací kinesiotapec a po třech dnech působení.

Vědecká otázka č.2:

Používají vyšetřovaní probandi stejnou pohybovou strategii dosahu a úchopu pro jednotlivé předměty? Mění se tato strategie po aplikaci kinesiotapec?

Vědecká otázka č.3:

Používá vyšetřovaný proband stejnou pohybovou strategii dosahu a úchopu pro všechny předměty? Mění se tato strategie po aplikaci kinesiotapu?

3 METODIKA

3.1 Výzkumná metoda

Byla snímána svalová aktivita na hemiparetické horní končetině pomocí povrchové elektromyografie.

3.2 Charakteristika probandů

Do souboru této práce bylo zařazeno 10 probandů, mužů průměrného věku 56 let (rozpětí 29 – 76 let), průměrné hmotnosti 91 kg (rozpětí 80 – 110 kg) a průměrné výšky 175 cm (rozpětí 170 – 185 cm). Zúčastnění pacienti byli po první atace CMP, z toho 5 probandů vlevo a 5 vpravo. Probandi se nacházeli ve fázi s nastupující spasticitou, z toho 3 pacienti ve stádiu více pseudochabém. Průměrná doba od vzniku ataky byla pod 2 měsíce, nejméně 3 týdny, nejvíce 6 měsíců. Vybraní probandi byli z Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Každý zúčastněný podepsal informovaný souhlas, byl srozuměn s průběhem měření a souhlasil se zpracováváním dat do diplomové práce.

3.3 Postup měření

Měření probíhalo v Kinezilogické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc. Na začátku byli probandi seznámeni s průběhem měření. Probandi seděli na židli čelem ke stolu s předloktím položeným volně na stole. První bod na stole byl vyznačen ve vzdálenosti 20 cm od okraje stolu, druhý ve vzdálenosti délky horní končetiny při extenzi v lokti tak, aby proband nerotoval a nepředkláněl trup. Povrchová EMG byla prováděna celkem třikrát, první dvě vždy ve stejný den. Poprvé byla měřena aktivita svalů bez aplikace kinesiopásky, podruhé ihned po aplikaci. Třetí měření proběhlo třetí den od aplikace pásky. Pro aplikaci kinesiopásky byly vybrány svaly související s patologickou funkcí dosahu a úchopu u pacientů po CMP. Jednalo se o mm. extensores antebrachii (hlavně m. extensor carpi radialis).

3.4 Aplikace kinesiopásky

Pro m. extensor carpi radialis jsme používali „I“ typ pásky (viz. kapitola 1.1.6) o šířce 5 cm, s délkou odpovídající vzdálenosti laterální epikotyl humeru – processus styloideus radii. Bazi kinesiopásky jsme aplikovali na oblast laterálního epikotylu humeru bez tahu, koncová část byla dána na dorzální část ruky do oblasti prvního a druhého

metakarpu v pozici 90° flexe a pronace zápěstí. Tah tapu byl určen k facilitaci m. extensor carpi radialis, přibližně 15% stretch pásky.

3.5 Vyšetření pomocí povrchová elektromyografie

Nejprve jsme seznámili a připravili probanda na měření. Před nalepením elektrod byla kůže očištěna abrazivní pastou v oblasti pro nejlepší aplikaci elektrod, následně omyta a kůže osušena. Izometrickou aktivitou jsme si ozřejmili svalová vlákna, na která jsme nalepili 2 elektrody kolmo na jejich průběh. Na oblast olekranonu jsme dali zemnicí elektrodu.

Správné umístění elektrod bylo ověřeno pohybem jednotlivých částí proti odporu, změna svalové aktivity byla sledovaná na monitoru EMG záznamu. Nakonec byly zafixovány zesilovače signálu. Snímání elektrické aktivity svalů probíhalo pomocí 8 kanálového povrchového elektromyografu MyoSystem od firmy Noraxon se softwarem MyoVideo. Využili jsme všech osm kanálů:

1. kanál – mm. extensores antebrachii (EXT)
2. kanál – mm. flexores antebrachii (FLX)
3. kanál – m. infraspinatus (INF)
4. kanál – m. trapezius pars descendens (TR)
5. kanál – m. latissimus dorsi (LD)
6. kanál – m. deltoideus pars anterior (DEL)
7. kanál – m. serratus anterior (SA)
8. kanál – m. triceps brachii pars medialis (TRI)

3.6 Průběh měření

Průběh měření spočíval v dosahu a úchopu různých předmětů. Jednalo se o válce o průměru 6,5 a 7,5 cm, míč o průměru 23 cm, golfový míček a tužku. Probandi seděli čelem ke stolu s horními končetinami volně položenými na stole. Nejprve jsme změřili klidovou aktivitu. Z výchozí pozice poté probandi uchopovali předmět, který byl ve vzdálenosti délky horní končetiny s extendovaným loktem. Předmět měli uchopit a přemístit na první značku (20 cm od okraje stolu) a položit horní končetinu zpět volně na stůl. Pouze u tužky byl postup rozdílný, zde se měli probandi dotknout značky hrotem. Tento postup se pro každý předmět opakoval třikrát. V první fázi probíhalo měření bez aplikace kinesiotapu. Druhá fáze následovala ihned za první a bezprostředně

po aplikaci pásky. Třetí fáze se konala třetí den po nalepení, kdy si probandi nechávali tape až do této chvíle.

3.7 Zpracování a vyhodnocení EMG signálu

Ke zpracování a vyhodnocení naměřených dat byl použit program MyoResearch XP Master Edition 1.07.01. V rámci vyhodnocení byl úchop rozdělen na dvě části: dosah (od okamžiku první známky aktivity svalů po dosah) a úchop (od okamžiku zavírání ruky okolo předmětu do nadzdvihnutí). Záznam byl upravený pomocí EKG redukce, zrektifikován a vyhlazen (RMS 50 ms). Nejprve jsme zpracovali průměrnou klidovou aktivitu každého svalu aplikací „Average Activation“. Z těchto hodnot jsme vypočítali směrodatnou odchylku, dále aktivační hodnotu (AH) jako součet průměrné klidové aktivity svalu + její dvě směrodatné odchylky. Analyzovali jsme průměrné amplitudy signálu ve vybraném úseku zpracovaného záznamu v aktivitách dosahu a úchopu. Vzniklé průměrné hodnoty byly dále zpracovány v Microsoft Office Excel, kde se vydělily AH, čímž jsme dostali násobky aktivačních hodnot, které byly dále statisticky zpracované. Z násobků aktivačních hodnot byly vypočítány průměrné hodnoty násobku aktivačních hodnot pro jednotlivé svaly a následně zpracovány pomocí párového Studentova t – testu. Statistická významnost byla určena na 5% ($p < 0,05$).

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k vědecké otázce č. 1

Má kinesiotaaping extensorů ruky vliv na svalovou aktivitu dosahu a úchopu pěti předmětů u pacientů po CMP?

Hypotéza H₀₁: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením dosahu před a bezprostředně po aplikaci kinesiotaapu – **nelze zamítnout**.

Na základě provedení párového Studentova t – testu pro zjištění statisticky významného rozdílu svalové aktivity při dosahu před a bezprostředně po aplikaci kinesiotaapu vidíme, že jediným svalem, jehož aktivita se statisticky změnila, je m. trapezius při dosahu velkého válce ($p = 0,0173$).

Ke statistické významnosti se také blíží m. latissimus dorsi u dosahu velkého válce ($p = 0,0825$) a mm. flexores antebrachii při dosahu malého válce ($p = 0,0947$, viz Tab 1.).

Tabulka 1. Dosahy 1. podmínka

předmět	sval	průměr bez tapu	průměr s tapem (ihned)	p
VV	EXT	6,0346	6,3294	0,3952
VV	FLX	7,5901	6,0377	0,3887
VV	INF	6,6306	6,8201	0,3931
VV	TR	5,9262	7,0794	0,0173
VV	LD	3,0105	3,4340	0,0825
VV	DEL	17,1706	17,5758	0,5604
VV	SA	6,5381	6,8498	0,4145
VV	TRI	2,3097	2,5455	0,3195
MV	EXT	6,6823	7,5714	0,3826
MV	FLX	7,0479	10,9606	0,0947
MV	INF	7,0052	6,9722	0,9021
MV	TR	6,3012	6,6732	0,3503
MV	LD	3,5116	3,4122	0,6947
MV	DEL	18,6246	17,9979	0,3201
MV	SA	6,6234	7,2086	0,2021
MV	TRI	2,7402	2,2068	0,1150

VB	EXT	6,5017	6,4986	0,9945
VB	FLX	8,4402	9,0823	0,7906
VB	INF	7,1327	6,9182	0,3855
VB	TR	6,5893	6,8734	0,5013
VB	LD	3,6127	3,3862	0,5230
VB	DEL	18,4798	18,1928	0,7169
VB	SA	6,9621	7,4182	0,5650
VB	TRI	3,3355	2,2077	0,1674
MB	EXT	5,5204	6,5109	0,4061
MB	FLX	7,7414	8,0567	0,8150
MB	INF	6,9990	6,7497	0,1817
MB	TR	6,6952	6,9090	0,6776
MB	LD	3,5897	3,3025	0,2729
MB	DEL	18,2611	18,4284	0,8792
MB	SA	7,1298	6,6559	0,4845
MB	TRI	2,8199	2,5270	0,5615
T	EXT	5,7954	5,9196	0,8457
T	FLX	9,1144	9,9201	0,4366
T	INF	7,1513	7,1518	0,9981
T	TR	7,1954	7,7702	0,1396
T	LD	3,5844	3,4295	0,6915
T	DEL	18,1225	17,9842	0,8712
T	SA	6,7357	6,3947	0,6588
T	TRI	2,8548	2,5467	0,2605

Legenda: VV – velký válec, MV – malý válec, VB – velký balón, MB – malý balón, T – tužka, EXT – mm. extensores antebrachii, FLX – mm. flexores antebrachii, INF – m. infraspinatus, TR – m. trapezius pars descendens, LD – m. latissimus dorsi, DEL – m. deltoideum pars anterior, SA – m. serratus anterior, TRI – m. triceps brachii pars medialis, p – hladina statistické významnosti

Hypotéza H_02 : Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením úchopu před a bezprostředně po aplikaci kinesiotapu – **nelze zamítnout**.

Na základě párového Studentova t – testu pro zjištění statisticky významného rozdílu svalové aktivity při úchopu před a bezprostředně po aplikaci kinesiotapu vidíme, že se aktivita statisticky nezměnila.

Ke statistické významnosti se pouze blíží m. trapezius při úchopu velkého míče ($p = 0,0975$) a mm. extensores antebrachii u malého míče ($p = 0,0772$, viz Tab 2.).

Tabulka 2. Úchopy 1. podmínka

předmět	sval	průměr bez tapu	průměr s tapem (ihned)	p
VV	EXT	7,6351	7,2124	0,3977
VV	FLX	9,5234	11,4851	0,3862
VV	INF	6,8181	6,5424	0,1559
VV	TR	5,7397	6,5006	0,2238
VV	LD	3,0842	2,8829	0,3384
VV	DEL	16,1014	15,1973	0,2248
VV	SA	6,0372	5,6532	0,1314
VV	TRI	1,8607	1,9382	0,5011
MV	EXT	6,2866	6,3296	0,8505
MV	FLX	8,5193	6,4852	0,3711
MV	INF	7,0114	6,8355	0,3927
MV	TR	6,1156	6,4881	0,4823
MV	LD	3,2422	3,0619	0,4372
MV	DEL	17,3105	17,4258	0,9010
MV	SA	6,2326	6,3209	0,8976
MV	TRI	2,2077	2,0004	0,2467
VB	EXT	9,9283	9,0049	0,1607
VB	FLX	12,3534	11,5216	0,6004
VB	INF	7,2906	7,2544	0,9097
VB	TR	6,3523	6,6964	0,0975
VB	LD	3,9665	3,1592	0,2565
VB	DEL	16,2887	17,6352	0,1144
VB	SA	6,4093	6,5642	0,6710
VB	TRI	3,5079	2,2988	0,1036
MB	EXT	7,5930	7,0788	0,0772
MB	FLX	9,7679	9,6311	0,8584
MB	INF	6,8662	6,6445	0,3980
MB	TR	6,3928	6,1326	0,3068
MB	LD	3,2159	3,3492	0,6703
MB	DEL	17,0330	17,1262	0,9322
MB	SA	6,2627	6,7722	0,4926
MB	TRI	2,3493	2,1494	0,1943
T	EXT	7,2661	7,2569	0,9886
T	FLX	10,2314	10,3032	0,8887
T	INF	7,4076	7,3022	0,6886
T	TR	6,8349	7,6225	0,2129
T	LD	3,2019	3,3224	0,4233
T	DEL	17,8391	17,1908	0,4765
T	SA	6,4533	5,9746	0,2715
T	TRI	2,7824	2,4960	0,2108

Legenda: VV – velký válec, MV – malý válec, VB – velký balón, MB – malý balón, T – tužka, EXT – mm. extensores antebrachii, FLX – mm. flexores antebrachii, INF – m. infraspinatus, TR – m. trapezius pars descendent, LD – m. latissimus dorsi, DEL – m. deltoideum pars anterior, SA – m. serratus anterior, TRI – m. triceps brachii pars medialis, p – hladina statistické významnosti

Hypotéza H₀₃: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením dosahu bezprostředně po aplikaci kinesiotapu a po třech dnech působení – **nelze zamítnout**.

Na základě párového Studentova t – testu pro zjištění statisticky významného rozdílu svalové aktivity při dosahu před aplikací a po třech dnech působení kinesiotapu nedošlo ke statisticky významnému rozdílu na hladině významnosti $p < 0,05$.

Ke statistické významnosti se pouze blíží m. infraspinatus při dosahu velkého válce ($p = 0,0748$) a malého míče ($p = 0,0943$) a mm. flexores antebrachii při dosahu velkého míče ($p = 0,0683$) a malého míče ($p = 0,0912$, viz Tab 3.).

Tabulka 3. Dosahy 2. podmínka

předmět	sval	průměr bez tapu	průměr s tapem (3 dny po)	p
VV	EXT	6,0346	4,4499	0,3505
VV	FLX	7,5901	3,4962	0,1099
VV	INF	6,6306	5,1414	0,0748
VV	TR	5,9262	5,1266	0,4566
VV	LD	3,0105	2,2553	0,2088
VV	DEL	17,1706	17,0352	0,9853
VV	SA	6,5381	7,1708	0,6479
VV	TRI	2,3097	2,9386	0,1933
MV	EXT	6,6823	4,5395	0,3683
MV	FLX	7,0479	3,7038	0,2134
MV	INF	7,0052	5,4458	0,1105
MV	TR	6,3012	5,5177	0,4504
MV	LD	3,5116	2,7048	0,2766
MV	DEL	18,6246	18,0230	0,9399
MV	SA	6,6234	7,4913	0,5457
MV	TRI	2,7402	4,7823	0,2273
VB	EXT	6,5017	4,5593	0,2319
VB	FLX	8,4402	4,3766	0,0683
VB	INF	7,1327	6,1094	0,3334
VB	TR	6,5893	5,5897	0,3034
VB	LD	3,6127	2,7302	0,3087
VB	DEL	18,4798	18,7162	0,9764
VB	SA	6,9621	8,0509	0,4998
VB	TRI	3,3355	5,2395	0,3427
MB	EXT	5,5204	3,5222	0,1850
MB	FLX	7,7414	3,9447	0,0912
MB	INF	6,9990	5,5028	0,0943
MB	TR	6,6952	5,5238	0,2621
MB	LD	3,5897	2,5823	0,1800
MB	DEL	18,2611	18,5681	0,9685

MB	SA	7,1298	7,4047	0,8576
MB	TRI	2,8199	2,8338	0,9841
T	EXT	5,7954	3,4808	0,1318
T	FLX	9,1144	4,6166	0,1025
T	INF	7,1513	5,7575	0,1777
T	TR	7,1954	5,8829	0,3089
T	LD	3,5844	2,7255	0,3212
T	DEL	18,1225	18,2123	0,9909
T	SA	6,7357	7,2455	0,7714
T	TRI	2,8548	3,6581	0,3575

Legenda: VV – velký válec, MV – malý válec, VB – velký balón, MB – malý balón, T – tužka, EXT – mm. extensores antebrachii, FLX – mm. flexores antebrachii, INF – m. infraspinatus, TR – m. trapezius pars descendens, LD – m. latissimus dorsi, DEL – m. deltoideum pars anterior, SA – m. serratus anterior, TRI – m. triceps brachii pars medialis, p – hladina statistické významnosti

Hypotéza H₀₄: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením úchopu bezprostředně po aplikaci kinesiotapu a po třech dnech působení – **nelze zamítnout**.

Na základě párového Studentova t – testu pro zjištění statisticky významného rozdílu svalové aktivity při úchopu před aplikací a po třech dnech působení kinesiotapu došlo ke statisticky významnému rozdílu na hladině významnosti $p < 0,05$ pouze u m. triceps brachii při úchopu velkého válce ($p = 0,0346$).

Dále se ke statistické významnosti blíží mm. flexores antebrachii při úchopu malého míče ($p = 0,0669$, viz Tab 4.).

Tabulka 4. Úchopy 2. podmínka

předmět	sval	průměr bez tapu	průměr s tapem (3 dny po)	p
VV	EXT	7,6351	3,5577	0,2263
VV	FLX	9,5234	3,9638	0,1998
VV	INF	6,8181	4,9285	0,0594
VV	TR	5,7397	5,0533	0,5586
VV	LD	3,0842	2,3899	0,2413
VV	DEL	16,1014	14,3536	0,7472
VV	SA	6,0372	7,1144	0,4430
VV	TRI	1,8607	2,6508	0,0346
MV	EXT	6,2866	3,8561	0,3748

MV	FLX	8,5193	3,7862	0,2195
MV	INF	7,0114	5,2766	0,1028
MV	TR	6,1156	4,8621	0,2536
MV	LD	3,2422	2,6275	0,3383
MV	DEL	17,3105	14,5489	0,6078
MV	SA	6,2326	7,6326	0,3085
MV	TRI	2,2077	2,9260	0,2603
VB	EXT	9,9283	4,5661	0,2383
VB	FLX	12,3534	6,0898	0,1202
VB	INF	7,2906	6,2254	0,4382
VB	TR	6,3523	5,5311	0,4432
VB	LD	3,9665	2,8701	0,3585
VB	DEL	16,2887	15,1445	0,8470
VB	SA	6,4093	6,7201	0,8721
VB	TRI	3,5079	3,4369	0,9462
MB	EXT	7,5930	3,8923	0,1915
MB	FLX	9,7679	4,1649	0,0669
MB	INF	6,8662	5,4375	0,1941
MB	TR	6,3928	4,9316	0,1620
MB	LD	3,2159	2,7035	0,4758
MB	DEL	17,0330	14,5587	0,6693
MB	SA	6,2627	7,8345	0,2904
MB	TRI	2,3493	2,7849	0,1319
T	EXT	7,2661	4,2909	0,1820
T	FLX	10,2314	7,1369	0,3384
T	INF	7,4076	5,9277	0,2098
T	TR	6,8349	5,3727	0,2178
T	LD	3,2019	2,8305	0,5554
T	DEL	17,8391	15,4867	0,7170
T	SA	6,4533	7,7122	0,3798
T	TRI	2,7824	2,9900	0,6363

Legenda: VV – velký válec, MV – malý válec, VB – velký balón, MB – malý balón, T – tužka, EXT – mm. extensores antebrachii, FLX – mm. flexores antebrachii, INF – m. infraspinatus, TR – m. trapezius pars descendens, LD – m. latissimus dorsi, DEL – m. deltoideum pars anterior, SA – m. serratus anterior, TRI – m. triceps brachii pars medialis, p – hladina statistické významnosti

Hypotéza H₀₅: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením dosahu před aplikací kinesiotapu a po třech dnech působení – **nelze zamítnout**.

Na základě párového Studentova t – testu pro zjištění statisticky významného rozdílu svalové aktivity při dosahu bezprostředně po aplikaci a po třech dnech působení

kinesiotapu nedošlo ke statisticky významnému rozdílu svalové aktivity na hladině významnosti $p < 0,05$.

Ke statistické významnosti se pouze blíží m. infraspinatus při dosahu velkého válce ($p = 0,0638$), m. latissimus dorsi také u velkého válce ($p = 0,0959$) a mm. flexores antebrachii u dosahu malého válce ($p = 0,0931$), velkého míče ($p = 0,0699$) a tužky ($p = 0,0690$, viz Tab 5.).

Tabulka 5. Dosahy 3. podmínka

předmět	sval	průměr s tapem (ihned)	průměr s tapem (3 dny po)	p
VV	EXT	6,3294	4,4499	0,2914
VV	FLX	6,0377	3,4962	0,2496
VV	INF	6,8201	5,1414	0,0638
VV	TR	7,0794	5,1266	0,1766
VV	LD	3,4340	2,2553	0,0959
VV	DEL	17,5758	17,0352	0,9403
VV	SA	6,8498	7,1708	0,8209
VV	TRI	2,5455	2,9386	0,4147
MV	EXT	7,5714	4,5395	0,3578
MV	FLX	10,9606	3,7038	0,0931
MV	INF	6,9722	5,4458	0,1350
MV	TR	6,6732	5,5177	0,2675
MV	LD	3,4122	2,7048	0,3084
MV	DEL	17,9979	18,0230	0,9974
MV	SA	7,2086	7,4913	0,8598
MV	TRI	2,2068	4,7823	0,1751
VB	EXT	6,4986	4,5593	0,3153
VB	FLX	9,0823	4,3766	0,0699
VB	INF	6,9182	6,1094	0,4636
VB	TR	6,8734	5,5897	0,2598
VB	LD	3,3862	2,7302	0,3830
VB	DEL	18,1928	18,7162	0,9473
VB	SA	7,4182	8,0509	0,7364
VB	TRI	2,2077	5,2395	0,1358
MB	EXT	6,5109	3,5222	0,2492
MB	FLX	8,0567	3,9447	0,1994
MB	INF	6,7497	5,5028	0,1791
MB	TR	6,9090	5,5238	0,2381
MB	LD	3,3025	2,5823	0,3228
MB	DEL	18,4284	18,5681	0,9859
MB	SA	6,6559	7,4047	0,6225
MB	TRI	2,5270	2,8338	0,2919
T	EXT	5,9196	3,4808	0,1659
T	FLX	9,9201	4,6166	0,0690
T	INF	7,1518	5,7575	0,1592
T	TR	7,7702	5,8829	0,2335

T	LD	3,4295	2,7255	0,3666
T	DEL	17,9842	18,2123	0,9769
T	SA	6,3947	7,2455	0,5942
T	TRI	2,5467	3,6581	0,1385

Legenda: VV – velký válec, MV – malý válec, VB – velký balón, MB – malý balón, T – tužka, EXT – mm. extensores antebrachii, FLX – mm. flexores antebrachii, INF – m. infraspinatus, TR – m. trapezius pars descendens, LD – m. latissimus dorsi, DEL – m. deltoideum pars anterior, SA – m. serratus anterior, TRI – m. triceps brachii pars medialis, p – hladina statistické významnosti

Hypotéza H₀₆: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě mezi provedením úchopu před aplikací kinesiopapu a po třech dnech působení – **nelze zamítnout**.

Na základě párového Studentova t – testu pro zjištění statisticky významného rozdílu svalové aktivity při úchopu bezprostředně po aplikaci a po třech dnech působení kinesiopapu došlo ke statisticky významnému rozdílu svalové aktivity na hladině významnosti $p < 0,05$ pouze u m. triceps brachii pars medialis při úchopu velkého míče ($p = 0,0401$) a malého míče ($p = 0,0018$).

Dále se ke statistické významnosti blíží m. triceps brachii pars medialis při úchopu velkého válce ($p = 0,0654$, viz Tab 6.).

Tabulka 6. Úchopy 3. podmínka

předmět	sval	průměr s tapem (ihned)	průměr s tapem (3 dny po)	p
VV	EXT	7,2124	3,5577	0,2508
VV	FLX	11,4851	3,9638	0,2296
VV	INF	6,5424	4,9285	0,1014
VV	TR	6,5006	5,0533	0,3201
VV	LD	2,8829	2,3899	0,3924
VV	DEL	15,1973	14,3536	0,8737
VV	SA	5,6532	7,1144	0,3279
VV	TRI	1,9382	2,6508	0,0654
MV	EXT	6,3296	3,8561	0,3583
MV	FLX	6,4852	3,7862	0,1412
MV	INF	6,8355	5,2766	0,1433
MV	TR	6,4881	4,8621	0,1686
MV	LD	3,0619	2,6275	0,4642
MV	DEL	17,4258	14,5489	0,5971

MV	SA	6,3209	7,6326	0,3310
MV	TRI	2,0004	2,9260	0,1105
VB	EXT	9,0049	4,5661	0,2901
VB	FLX	11,5216	6,0898	0,2662
VB	INF	7,2544	6,2254	0,4378
VB	TR	6,6964	5,5311	0,3311
VB	LD	3,1592	2,8701	0,6811
VB	DEL	17,6352	15,1445	0,6746
VB	SA	6,5642	6,7201	0,9334
VB	TRI	2,2988	3,4369	0,0401
MB	EXT	7,0788	3,8923	0,2506
MB	FLX	9,6311	4,1649	0,1027
MB	INF	6,6445	5,4375	0,2707
MB	TR	6,1326	4,9316	0,2517
MB	LD	3,3492	2,7035	0,4008
MB	DEL	17,1262	14,5587	0,6555
MB	SA	6,7722	7,8345	0,4842
MB	TRI	2,1494	2,7849	0,0018
T	EXT	7,2569	4,2909	0,1519
T	FLX	10,3032	7,1369	0,3795
T	INF	7,3022	5,9277	0,2246
T	TR	7,6225	5,3727	0,1879
T	LD	3,3224	2,8305	0,4582
T	DEL	17,1908	15,4867	0,7902
T	SA	5,9746	7,7122	0,2015
T	TRI	2,4960	2,9900	0,2003

Legenda: VV – velký válec, MV – malý válec, VB – velký balón, MB – malý balón, T – tužka, EXT – mm. extensores antebrachii, FLX – mm. flexores antebrachii, INF – m. infraspinatus, TR – m. trapezius pars descendens, LD – m. latissimus dorsi, DEL – m. deltoideum pars anterior, SA – m. serratus anterior, TRI – m. triceps brachii pars medialis, p – hladina statistické významnosti

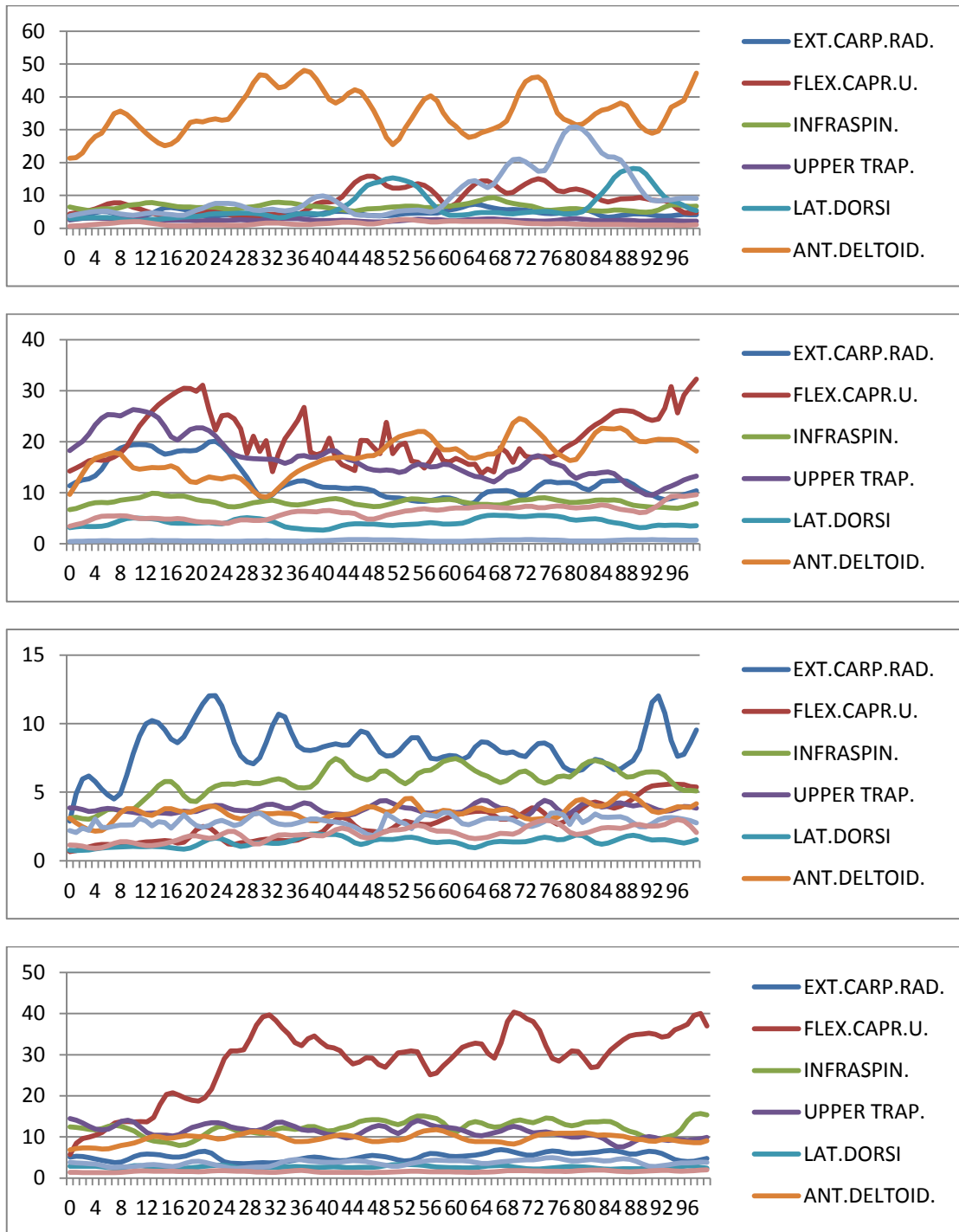
4.2 Výsledky k vědecké otázce č. 2

Používají vyšetřovaní probandi stejnou pohybovou strategii dosahu a úchopu?

Mění se tato strategie po aplikaci kinesiotapu?

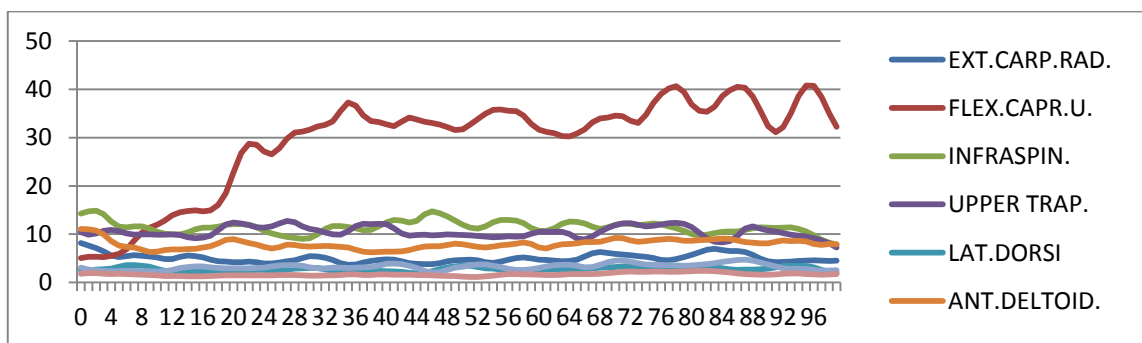
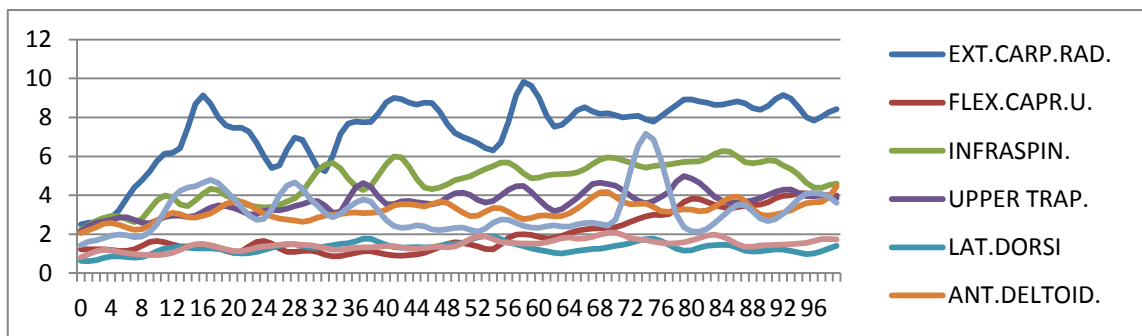
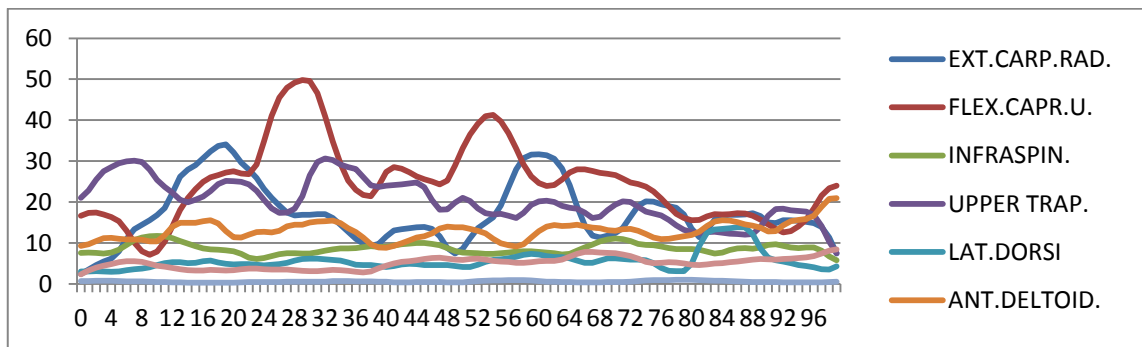
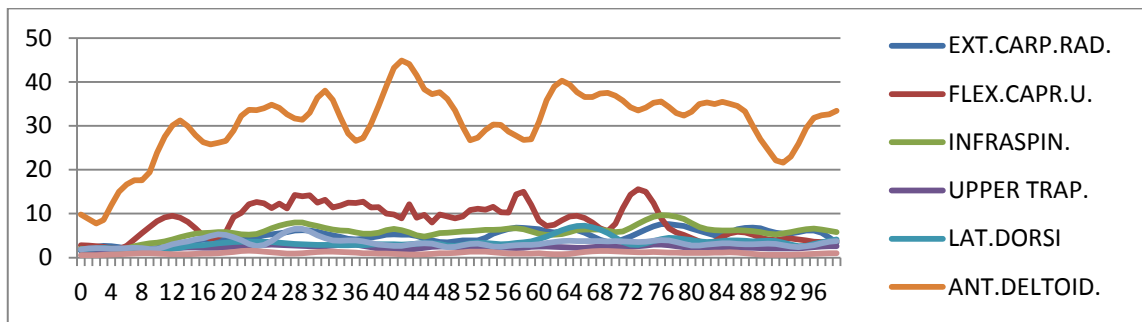
Pro porovnání pohybové strategie probandů jsme využili násobky aktivační hodnoty. Srovnat strategie u všech uchopovaných předmětů by vydalo na samostatnou práci. Vybrala jsem tedy pouze vzorek. Konkrétně dosah a úchop tužky ve všech třech fázích (před, po a 3 dny po aplikaci tapu) u čtyř měřených probandů.

graf 1 Dosah tužka 1.fáze



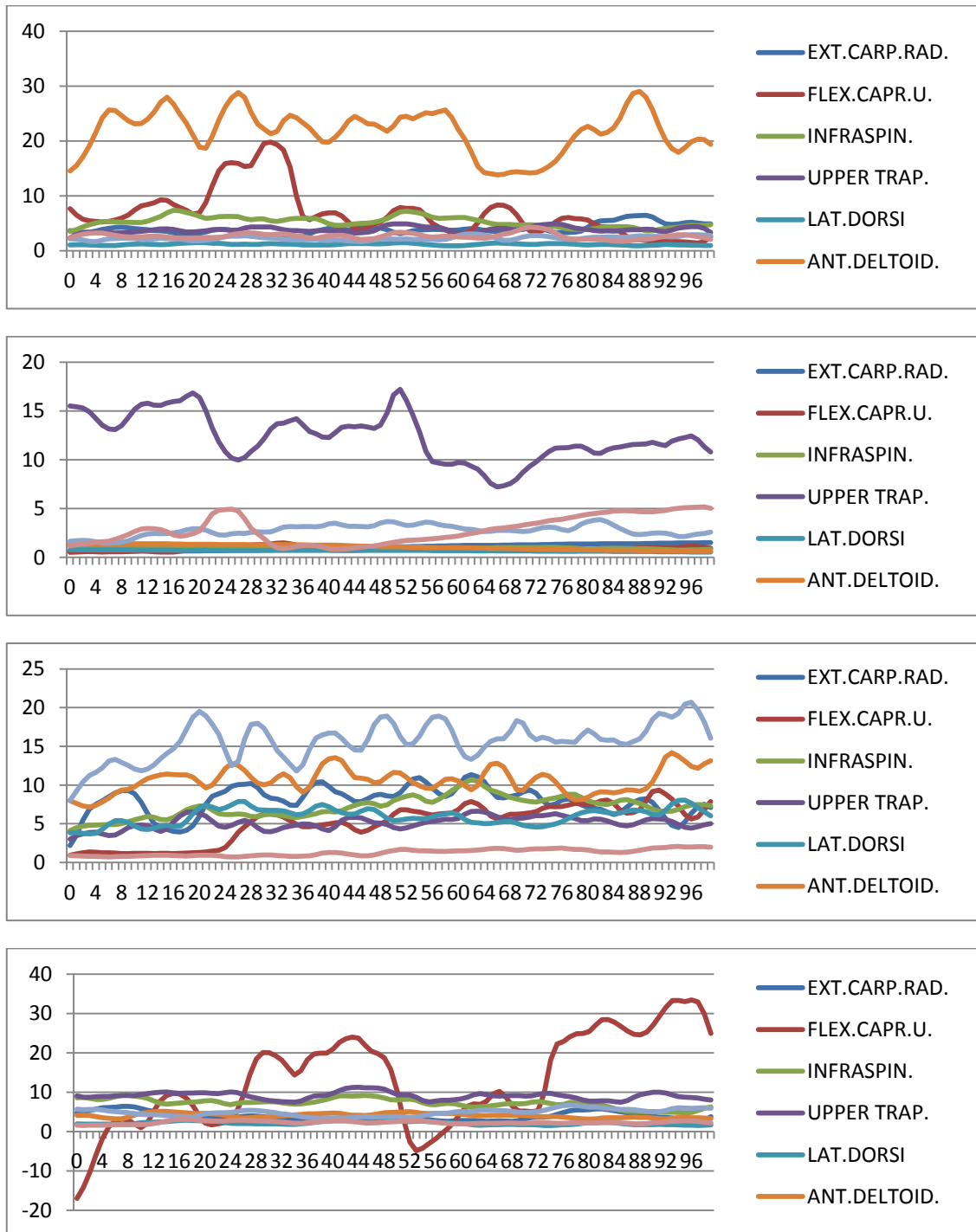
legenda: EXT.CARP.RAD – m. extensor carpi radialis, FLEX.CARP.U. – m. flexor carpi ulnaris, INFRASPIN – m. infraspinatus, UPPER TRAP – m. trapezius, LAT.DORSI – m.latissimus dorsi, ANT.DELTOID – m. deltoideus

graf 2 Dosah tužka 2.fáze



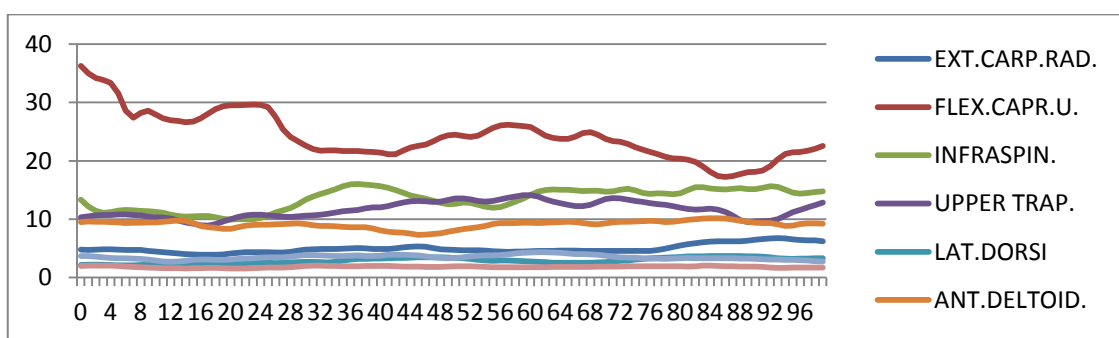
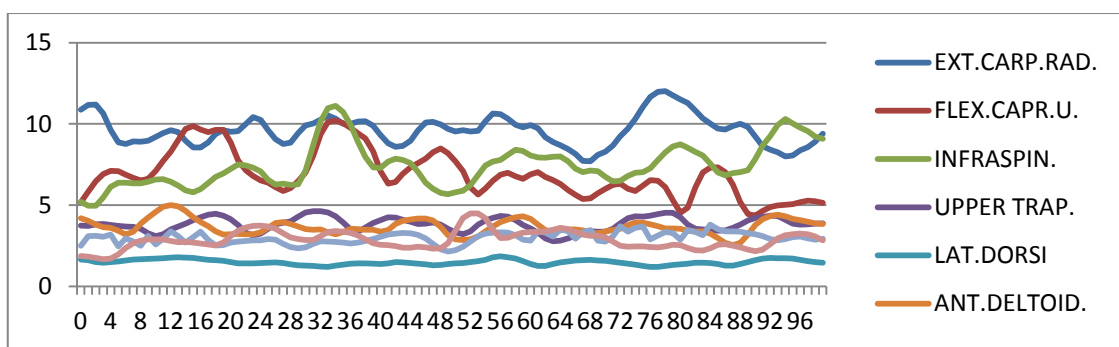
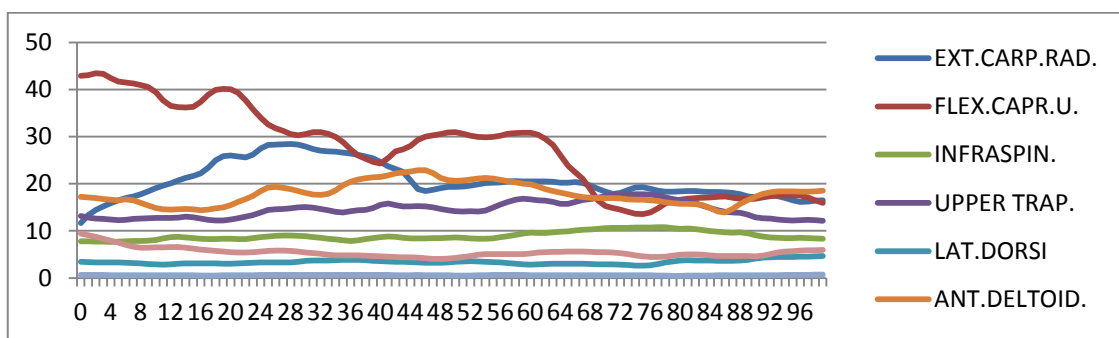
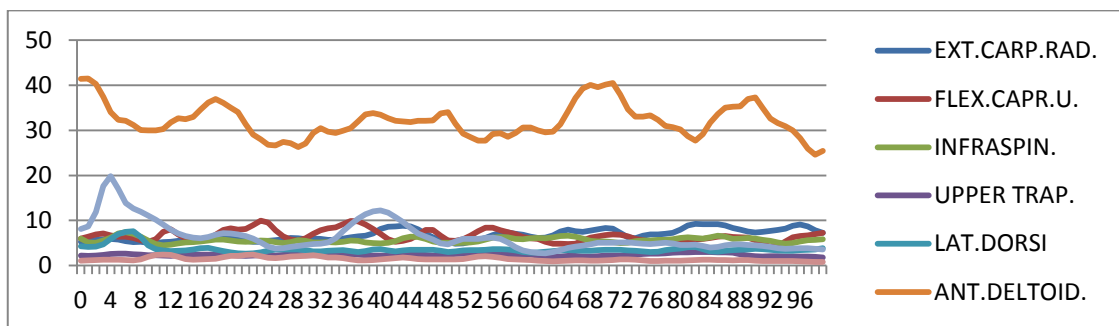
legenda: EXT.CARP.RAD – m. extensor carpi radialis, FLEX.CARP.U. – m. flexor carpi ulnaris, INFRASPIN – m. infraspinatus, UPPER TRAP – m. trapezius, LAT.DORSI – m.latissimus dorsi, ANT. DELTOID – m. deltoideus

graf 3 Dosah tužka 3.fáze



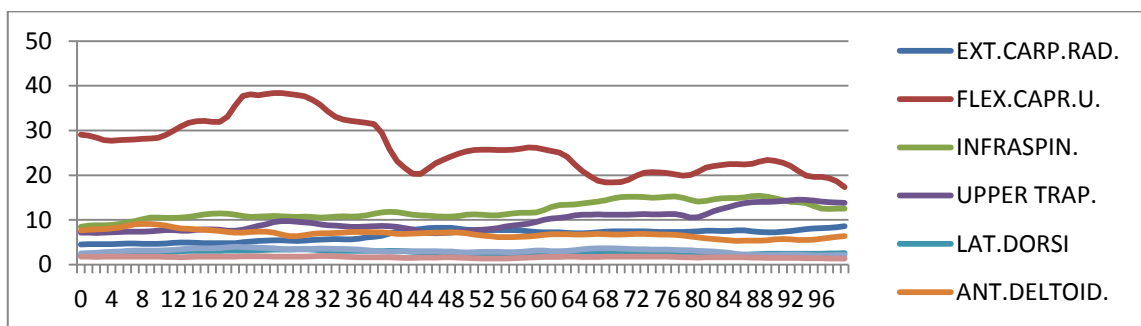
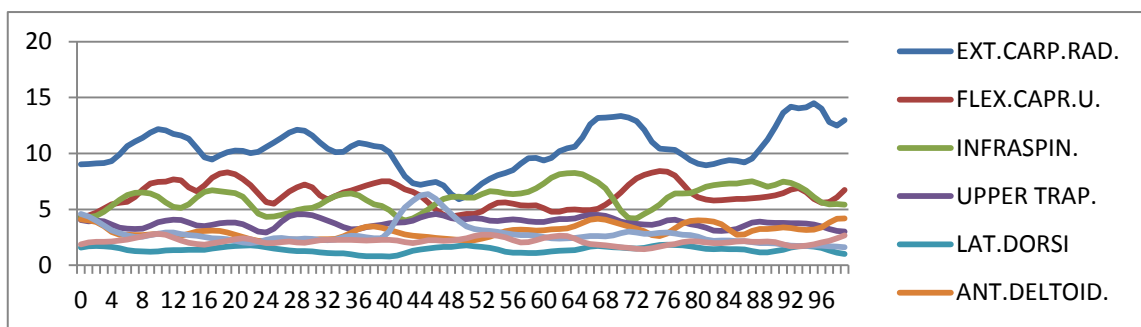
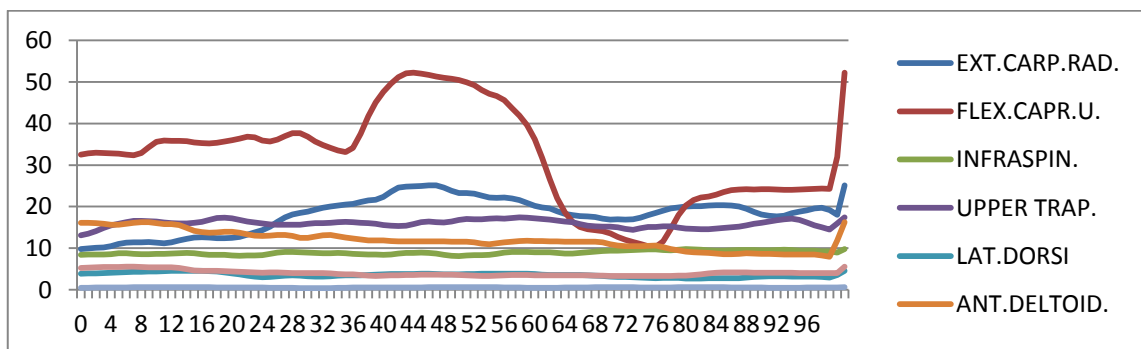
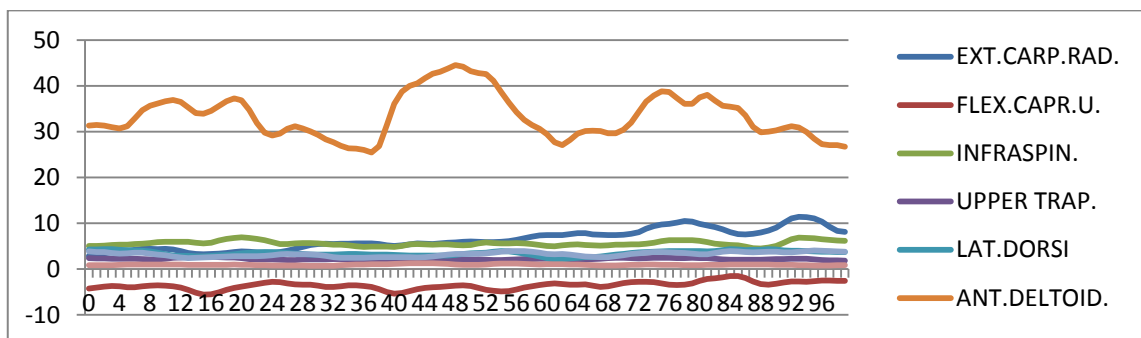
legenda: EXT.CARP.RAD – m. extensor carpi radialis, FLEX.CARP.U. – m. flexor carpi ulnaris, INFRASPIN – m. infraspinatus, UPPER TRAP – m. trapezius, LAT.DORSI – m. latissimus dorsi, ANT. DELTOID – m. deltoideus

graf 4 Úchop tužka 1. fáze



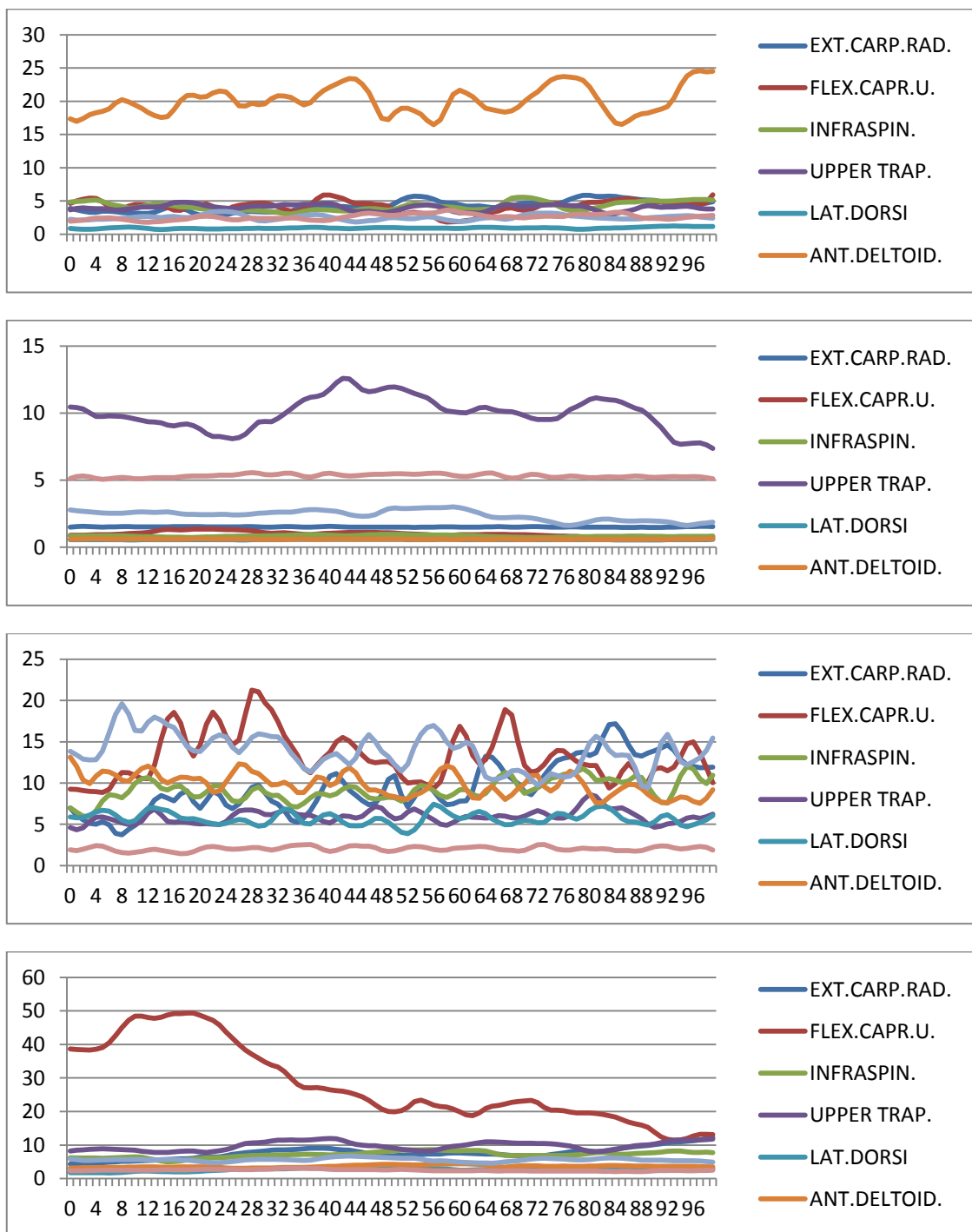
legenda: EXT.CARP.RAD – m. extensor carpi radialis, FLEX.CARP.U. – m. flexor carpi ulnaris, INFRASPIN – m. infraspinatus, UPPER TRAP – m. trapezius, LAT.DORSI – m.latissimus dorsi, ANT. DELTOID – m. deltoideus

graf 5 Úchop tužka 2. fáze



legenda: EXT.CARP.RAD – m. extensor carpi radialis, FLEX.CARP.U. – m. flexor carpi ulnaris, INFRASPIN – m. infraspinatus, UPPER TRAP – m. trapezius, LAT.DORSI – m. latissimus dorsi, ANT. DELTOID – m. deltoideus

graf 6 Úchop tužka 3.fáze



legenda: EXT.CARP.RAD – m. extensor carpi radialis, FLEX.CARP.U. – m. flexor carpi ulnaris, INFRASPIN – m. infraspinatus, UPPER TRAP – m. trapezius, LAT.DORSI – m.latissimus dorsi, ANT. DELTOID – m. deltoideus

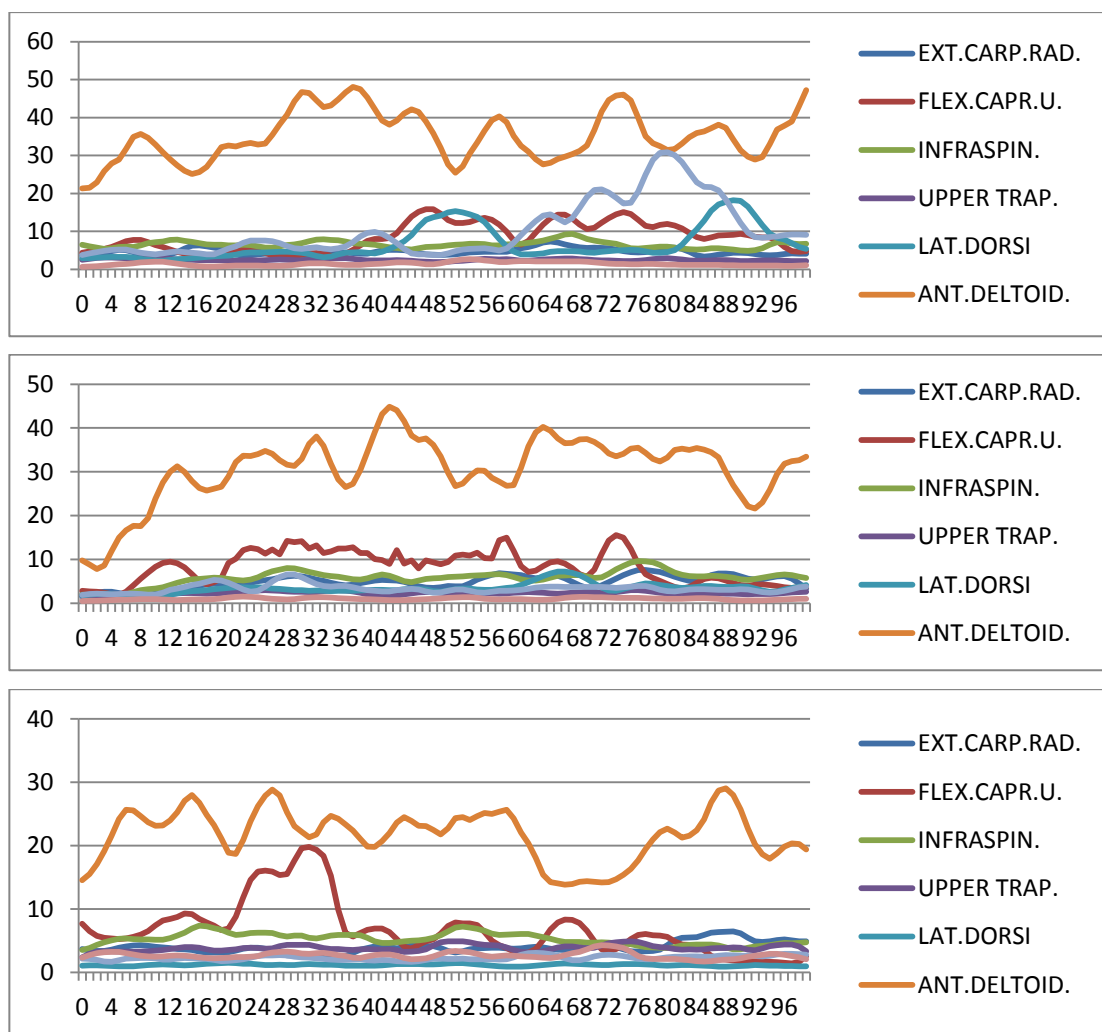
4.3 Výsledky k vědecké otázce č. 3

Používá vyšetřovaný proband stejnou pohybovou strategii dosahu a úchopu?

Mění se tato strategie po aplikaci kinesiotapu?

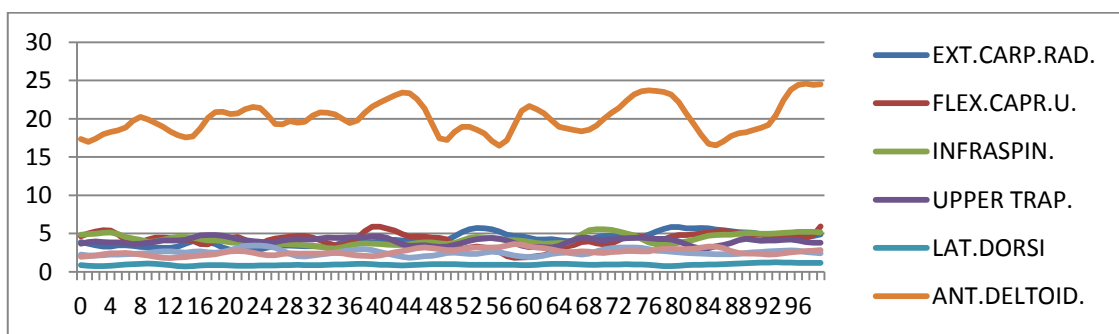
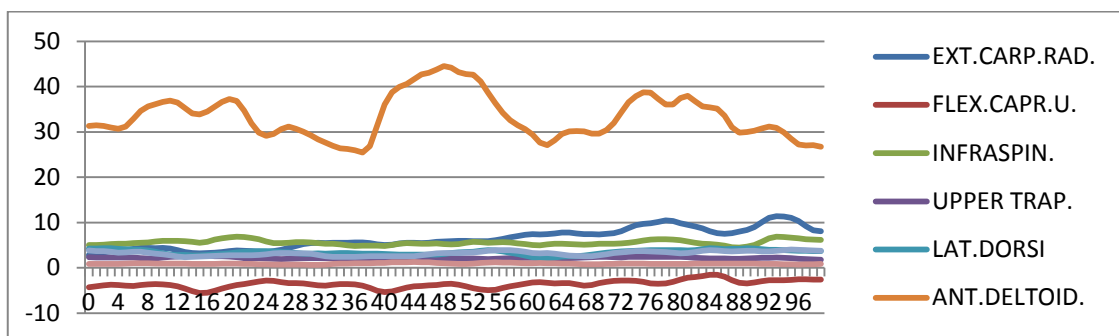
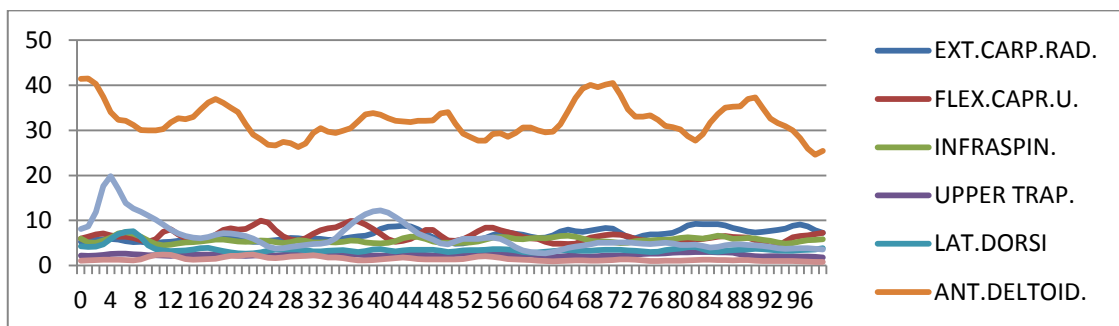
Také pro porovnání pohybové strategie u jednotlivého probanda jsme využili násobky aktivační hodnoty. Opět jsem vybrala pouze vzorek. Konkrétně dosah a úchop tužky ve všech třech fázích (před, po a 3 dny po aplikaci tapu) u jednoho měřeného probanda.

graf 7 Dosah tužka 1. – 3. fáze



legenda: EXT.CARP.RAD – m. extensor carpi radialis, FLEX.CARP.U. – m. flexor carpi ulnaris, INFRASPIN – m. infraspinatus, UPPER TRAP – m. trapezius, LAT.DORSI – m.latissimus dorsi, ANT. DELTOID – m. deltoideus

graf 8 Úchop tužka 1. – 3. Fáze



legenda: EXT.CARP.RAD – m. extensor carpi radialis, FLEX.CARP.U. – m. flexor carpi ulnaris, INFRASPIN – m. infraspinatus, UPPER TRAP – m. trapezius, LAT.DORSI – m. latissimus dorsi, ANT. DELTOID – m. deltoideus

5 DISKUSE

Cílem práce bylo zjistit a vyhodnotit vliv kinesiotalpu na úchopové funkce ruky u pacientů po CMP.

V této práci jsme se zaměřili na zjištění průběhu dosahu a úchopu různých předmětů hemiparetickou horní končetinou u probandů po iktu a na jejich změny po bezprostřední aplikaci a po třech dnech působení kinesiotalpu. Měřili jsme svalovou aktivitu osmi svalů (mm. extensores antebrachii, mm. flexores antebrachii, m. trapezius pars descendens, m. infraspinatus, m. latissimus dorsi, m. deltoideus pars anterior, m. serratus anterior a m. triceps brachii pars medialis). Probandi dosahovali a uchopovali pět předmětů – velký válec o průměru 7,5 cm, malý válec o průměru 6,5 cm, velký míč o průměru 23 cm, golfový míček a tužku.

Probandi byli vybráni na základě CMP v anamnéze, dále byli vyřazeni probandi, kteří nezvládli bez pomoci dosah a úchop daných předmětů. Pro lepší statistické zpracování jsme rozdělili úchop dle Raghavan (2010) na dosah, úchop a nadzvednutí. Naši práci jsme však omezili pouze na dosah a úchop.

Lidská ruka je jedinečná svou schopností uchopovat, je vysoce specializovaná a z funkčního hlediska je výkonným orgánem horní končetiny. Je motoricky velmi rozmanitá, zvládne silové prvky i velmi jemnou motoriku. Zároveň je velmi citlivá, informace ze zpětné vazby tak dávají vzniknout stereognozii, díky níž zvládneme rozpoznat vlastnosti předmětu hmatem bez vizuálního kontaktu. Hraje důležitou roli při sebeobsluze, sociálním kontaktu a manipulaci s předměty (MacKenzie, 1994, Kapandji, 2002).

Ztráta funkcí horní končetiny je častým následkem CMP. Tato skutečnost limituje pacienta na mnoha úrovních (Scheidt, Stoeckmann, 2007, Woldag, Stupka, Hummelsheim, 2010). Charakteristickým projevem afektované HK je snížená rychlost, menší přesnost, trhaný pohyb a deficit koordinace, síly a kontroly (Serrao et al., 2012, Woldag, Stupka, Hummelsheim, 2010, Wenzelburger et al., 2005). Příčinou tohoto projevu může být spasticita, slabost, poškozené vnímání končetiny či deficit v kloubní propriocepci (Vliet, Sheridan, 2007, Scheidt, Stoeckmann, 2007).

Ve sportovní medicíně existuje mnoho studií o kinesiotalpingu, protože zde je využití této pásky velmi časté. Taping ovšem proniká i do dalších oborů jako pediatrie

(Yasukawa, Patel Sisung, 2006), vnitřní lékařství (Kase, Hashimoto) nebo neurologie (Jaraczewska, Long, 2006).

Místní účinky kinesiometapu jsou z pilotních studií poměrně prokázané. Podnětem pro tuto práci bylo zjistit, zda kinesiometape u hemiparetických pacientů dokáže napomoci zlepšení dosahu a úchopu. Kase (2003) doporučuje působení kinesiometapu 3 – 5 dní, protože jedincům se spasticitou trvá zareagování na pásku delší dobu, také záleží na míře postižení.

V naší práci jsme se zaměřili jednak na okamžitý účinek kinesiometapu, ale také na dlouhodobý (3 dny po nalepení pásky). Všichni probandi byli z Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc, je tedy i u výsledků třeba brát zřetel na to, že se nejednalo pouze o vliv tapu, protože všichni probandi podstupovali zároveň i kinezioterapii na oddělení.

Diskuse k aplikaci tapu

Kinesiometape jsme aplikovali probandům pro facilitaci m. extensor carpi radialis, podpořit tak dorzální flexi a radiální dukci s cílem zlepšit postavení ruky pro úchop. Podobně jako ve studii Yasukawa, Patel Sisung (2006), kde aplikovali kinesiometape dětem s neurologickým nálezem různých příčin. Zde byl však tape nalepen nejen na předloktí pro facilitaci oslabených svalů a stabilizaci zápěstí, ale také na oblast mm. erectores spinae pro facilitaci vzpřímeného postavení trupu. Dále na oblast pletence pro podporu neutrálního postavení v ramenním kloubu. Před aplikací kinesiometapu, bezprostředně po nalepení a po třech dnech nošení pásky byl u těchto dění proveden The Melbourne Assessment of Unilateral Upper Limb Function, kde kinesiometape vedl ke statistickému zlepšení výsledků.

Diskuse k průběhu měření

Poškození po CMP může vést k vážným formám motorického a/nebo senzorického poškození, např. svalová aktivita je porušena abnormálním timingem agonistů a synergistů a neúspěšnou deaktivací antagonistů (Lang, Schieber, 2004, Mirbagheri et al., 2007). Rozhodli jsme se proto pro zjištění účinku kinesiometapu přímým ovlivněním m. extensor carpi radialis. Extenze prstů a zápěstí je důležitá pro provádění

denních aktivit, zvláště pak pro dosah a úchop předmětů. U pacientů po iktu bývá často oslabena a vyřazena z funkce, její návrat je tedy klíčový (Lang, DeJong, Beebe, 2009).

K hodnocení účinku pásky jsme využili měření pomocí povrchové EMG, kde jsme zjišťovali změny aktivace svalů během dosahu a úchopu. Měřili jsme svaly horní končetiny a trupu související s dosahem a úchopem. Snímáním mm. flexores antebrachii a mm. extensores antebrachii jsme ozřejmovali jejich spolupráci během úchopu. M. deltoideus, m. trapezius a m. serratus anterior mají důležitou roli pro optimální funkčnost ramenního pletence

Pro posouzení také subjektivního vnímání tapu probandem jsme se ptali při měření 3 den po aplikaci kinesiotapu na pocity, které pacient s páskou zaznamenal, zda pozoroval změny při aktivitách či v jistotě.

5.1 Diskuse k vědecké otázce č. 1

Cílem této otázky bylo zjistit vliv kinesiotapu na změnu svalové aktivity během dosahu a úchopu pěti předmětů za třech podmínek – bez použití kinesiotapu, bezprostředně po aplikaci a 3 den po nalepení. V jednotlivých hypotézách jsme srovnávali změny za těchto podmínek mezi sebou.

Dosah a úchop

Kinematické podmínky pohybů v jedné (2D) horizontální rovině navozují specifický vzor střídavého zapojení agonistů a antagonistů kontrolujících pohyb v lokti a rameni. Kontrola vícekloubního systému jako je horní končetina s mnohočetnými stupni volnosti (DOF) v ramenním a loketním kloubu se spoléhá na flexibilní organizaci pohybových vzorů. Konečné pozice lze dosáhnout skrz komplexní interakci proměnlivého rozsahu individuálních DOF v každém kloubu. Během pohybového úkolu v jedné rovině je rameno zodpovědné za začátek pohybu, zajišťuje akceleraci a deceleraci ramenního a loketního kloubu. Loketní kloub reguluje kinematiku ostatních kloubů horní končetiny ke stabilizaci a doladění konečné pozice (Vandenberghe et al., 2010).

Výběr pozice a konečného postavení pro úchop je v první řadě ovlivněn tvarem předmětu. Pozice ruky při úchopu je ve vztahu k předloktí důležitá. Lidská ruka může

uchopit válcové předměty, kdy ponosupinační pohyb je přeložen jako rotace předmětu (Landsmeer, 1962).

Napier (1956) ve své studii uvádí, že existují pouze dva jasné vzory pohybu, a ty samostatně nebo v kombinaci poskytují anatomický základ pro úchopové aktivity ať už odborné nebo neodborné. Základní nutností úchopu je udržet předmět (ať už fixován nebo volně pohyblivý) bezpečně, stabilně. Stabilita je prerekvizitou pro další aktivity. Stability můžeme dosáhnout dvěma cestami: 1) předmět můžeme držet stiskem tvořeným z flektovaných prstů a dlaně a palec, ležící víceméně v rovině dlaně, vytváří protisměrný tlak. To je považuje za silový úchop. 2) Předmět můžeme uchopit flexory prstů a palce v opozici. Tomu říká precizní úchop.

Precizní kontrola kinematiky (např. trajektorie ruky a kloubů), dynamiky (např. svalová síla) a interakce paže s vnějším prostředím (např. gravitace, manipulace s předměty) je nezbytnou podmínkou pro provedení obratné motorické akce. V závislosti na motorickém úkolu může kinematika nebo dynamika ovlivnit motorické plánování v CNS, kde se vybere ze zásoby specifických motorických vzorů ten, který dovolí provedení daného úkolu. CNS integruje vědomí gravitace do procesu motorického plánování a vybírá vzory pro úchop objektu s ohledem na gravitační pole (Gentili, Cahouet, Papaxanthis, 2007, Pataky, Latash, Zatsiorsky, 2004).

Manipulace s objekty, jejichž rysy se nemění („pasivní objekty“), je založena na paměti, zatímco pokud se znaky mění neočekávaně („aktivní“ objekty), je založena na sensorických informacích, hlavně na kožních receptorech prstů (Scholz, Latash, 1998). Během normálního dne průběžně ruku používáme, manipulujeme s prostředím a mnoho z těchto manipulací vyžaduje precizní nastavení a/nebo sílu (Visser et al., 2003).

Fernandez a de Baros ve své studii uvádí, že pozice ruky, která se objevuje při hraní na klavír, je podobná jako dlaňový úchop, ačkoli u něj nacházíme větší flexi v interfalangeálních kloubech. Svaly využívají stejné, úchopu podobné komplexní a vysoce koordinované pohyby.

Na základě našich naměřených výsledků není statisticky rozdíl ve svalové aktivitě dosahu a úchopu různých předmětů před aplikací, bezprostředně po, ani 3 dny po nalepení tapu. Pouze během dosahu velkého válce za první podmínky (před a bezprostředně po aplikaci kinesiotapu) se statisticky významně změnila aktivita m. trapezius. Dále se statisticky významně změnila aktivita m. triceps brachii za 2.

podmínky (před a 3 dny po aplikaci tapu) u úchopu velkého válce a za 3. podmínky (bezprostředně a 3 dny po aplikaci pásky) opět při úchopu tentokrát velkého a malého míče. Další svaly se ke statistické významnosti pouze přibližovaly.

Jinak je tomu ve studii Yasukawa, Patel Sisung (2006). Jejich aplikace kinesiometru přinesla statisticky významné rozdíly jak bezprostředně po aplikaci, tak i po třech dnech od nalepení. Je možné, že tato změna nastala také z důvodu vícečetné aplikace tapu, tedy nejen přímo na ruku, ale také na trup a ramenní pletenec.

Ovšem Huang et al. (2009) ve své studii uvádí, že aplikace kinesiometru nebyla statisticky významná. Jednalo se o dlouhodobý efekt (3 měsíce) a porovnání elastické bandáže a kinesiometru v léčbě lymfedému. Pacientky podstupovaly terapii a zároveň první skupina využívala bandáže, druhá tapu. Ve výsledku se kvalita života i měřené hodnoty nijak v obou skupinách nelišily. Pouze subjektivní dojmy probandů se lišily, kdy aplikace tapu byla lépe snášena a neomezovala tolik denní aktivity.

I v našem případě bylo subjektivní vnímání aplikace kinesiometru probandy uváděno spíše jako pozitivní. Jednomu probandovi tape překážel a vadil, tři nevedli v pocitech před aplikací a s tapem žádný rozdíl a šest probandů se s páskou cítilo lépe, bezpečněji a stabilněji během měřených aktivit i během celého dne.

5.2 Diskuse k vědecké otázce č. 2 a č. 3

Scholz a Latash (1998) ve své studii uvádí, že motorický úkol může být převeden organizací všech zúčastněných elementů do jednoduché synergie. CNS užívá tyto synergie jako funkční jednotky chování pro snížení počtu proměnných ke kontrole (Johnston, Bobich, Santello, 2010). Dvě a více synergií mohou existovat naráz a být koordinovány paralelně (např. házení míče během běhu, Scholz, Latash, 1998).

Požadovaná trajektorie je plánována na vyšších úrovních, následně transformována na informace vhodné pro zpracování na nižších úrovních. Na vyšších úrovních se nachází více generalizované nebo globální vlastnosti pohybu, které zůstávají neměnné navzdory změnám v časoprostorovém rozsahu pohybu. Využitím toho je při plánování pohybu možné motorickému systému kontroly umožnit vybrat specifickou trajektorii mezi nekonečným množstvím možných trajektorií, čímž se vyhne ukládání všech možných variant jakéhokoli pohybu (Suzuki et al., 1997).

Dosah a úchop je specifický pro každého jedince. Globální vlastnost (představa) určitého pohybu může být stejná, ovšem provedení danou osobou se liší. CNS každého člověka vybírá vhodné synergie a plánuje pohyb v závislosti na možnostech, nastaveních, ale i zkušenostech dané osoby (MacKenzie, 1994).

Na základě našich výsledků vidíme, že pohybová strategie je u každého probanda jiná a že se po aplikaci tapu výrazně nemění. V rámci jednoho probanda zůstává pohybová strategie přibližně stejná a také se výrazně s aplikací pásky nemění.

5.3 Limity práce

Prvním limitem práce byl malý počet probandů. Všichni probandi byli z rehabilitačního oddělení FN Olomouc. Díky tomu sice všichni podstupovali přibližně stejnou péči, ovšem nešlo tak oddělit změny dosahu a úchopu způsobené aplikací tapu a změny po rehabilitační terapii probíhající na oddělení.

Dalším limitem byla variabilita pacientů, sjednotit co možná nejvíc klinické projevy po CMP bylo náročné, protože průběh a rekonvalescence je u každého jedince jiný. Také typ a lokalizace CMP nebyly sjednoceny, hlavně z důvodu nedostatku probandů na rehabilitačním oddělení a nemožnosti přenosu EMG na jiné oddělení. Proto i měřená horní končetina byla u poloviny levá, u druhé poloviny pravá. I toto mohlo ovlivnit výsledky, protože dosah a úchop dominantní horní končetinou je trochu jiný než nedominantní.

Výsledky mohly být též ovlivněny skutečností, že jsem kinesiotope aplikovala bez absolvovaného kurzu, pouze po předchozím vysvětlení terapeutem, který kurz kinesiopu má za sebou.

Měření probíhalo vždy unilaterálně, nešlo tak zjistit změny svalové aktivity na druhé polovině těla, například na trupu, kdy většina pacientů začínala pohyb úklonem od měřené horní končetiny.

Pro konkrétnější objektivizaci měření by mohl být před měření zařazen test na funkční dovednosti ruky, který by se opakoval po aplikaci tapu. Dále by místo slovního dotazu na subjektivní pocity mohl být vypracován dotazník.

5.4 Přínos pro praxi

Kinesiotaping jako pomocná technika se začíná využívat nejen u sportovců, ale i u dalších onemocnění, ovšem většinou bez neurologického dopadu.

Naše výsledky sice neukazují statisticky významné změny dosahu a úchopu po aplikaci kinesiotapu, ovšem subjektivní pocity probandů jsou také důležité. Můžeme předpokládat, že cílenější aplikací kinesiotapu lze dosáhnout lepších výsledků. Tato práce poukazuje na to, že v oblasti aplikace kinesiotapu pro zlepšení dosahu a úchopu je třeba pokračovat ve zkoumání, že má tape své opodstatnění jako pomocná technika, protože výhodou kinesiotapu je přímé ovlivnění měkkých tkání pro další terapii.

ZÁVĚR

Předmětem této práce bylo zjistit vliv kinesiotalpu na aktivitu svalů během dosahu a úchopu pěti předmětů u pacientů po cévní mozkové příhodě. Dílčím cílem bylo zjistit, zda jsou pohybové strategie mezi probandy i v rámci jednoho probanda shodné a zda se mění po aplikaci kinesiotalpu.

Kinesiotalpe jsme aplikovali na m. extensor carpi radialis pro jeho facilitaci k dosažení zlepšení dorzální flexe a radiální dukce.

Z výsledků vyplývá, že změna aktivity svalů před aplikací a bezprostředně po aplikaci se statisticky změnila pouze v případě dosahu velkého válce a to u m. trapezius. Další statisticky významnou změnu zaznamenal m. triceps brachii a to při úchopu velkého válce během 2. podmínky (před aplikací a 3 dny po) a 3. podmínky (bezprostředně po aplikaci a 3 dny po) opět u úchopu tentokrát velkého a malého míče. Ostatní změny aktivity ve všech třech podmínkách nebyly statisticky významné. Tento výsledek mohl být způsoben četnými limity této práce.

Pohybová strategie, jak vyplývá z násobků aktivačních hodnot, je u každého probanda jiná. Je to způsobeno vysokou specificitou lidského dosahu a úchopu pro každého jedince. V rámci jednoho probanda je ovšem pohybová strategie přibližně stejná a aplikací kinesiotalpu se významně nemění.

Přes výsledky této práce má kinesiotalpe své opodstatnění jako pomocná technika při rehabilitační péči, protože přímo ovlivňuje měkké tkáně pro další terapii. Subjektivní dojmy pacientů se různily, nicméně většina z nich zaznamenala pozitivní vliv aplikace kinesiotalpu na jistotu a stabilitu ruky.

REFERENČNÍ SEZNAM

- ARBIB, M. A., IBERALL, T., LYONS, D.M. Coordinated control programs for movements of the hand. *Experimental brain research*, 1985, p. 111 – 129
- AUSTIN, Karin, GWYNN-BRETT, Kathryn, MARSHALL, Sarah *Taping techniques*. Mosby – Wolfe, London, 1996. ISBN 0-7234-1635-4
- BERTRAND, Anne Martine, MERCIER, Catherine, LAM WAI SHUN, Priscilla, BOURBONNAIS, Daniel, DESROSIERS, Johanne Effects of Weakness on Symmetrical Bilateral Grip Force Exertion in Subjects With Hemiparesis. *Journal of Neurophysiology*, vol. 91, no. 4, 2004, p. 1579 – 1585.
- CUIJPERS, Raymond H., SMEETS, Jeroen B. J., BRENNER, Eli On the Relation Between Object Shape and Grasping Kinematics. *Journal of Neurophysiology*, vol. 91, no. 6, 2004, p. 2598 - 2606
- DEWALD, Julius P. A., BEER, Randall F. Abnormal Joint Torque Patterns in the Paretic Upper Limb of Subjects With Hemiparesis. *Muscle Nerve* vol. 24, no. 2, 2001, p. 273 – 283.
- DIPIETRO, L., KREBS, H. I., FASOLI, S. E., VOLPE, B. T., STEIN, J., BEVER C., HOGAN, N. Changing Motor Synergies in Chronic Stroke. *Journal of Neurophysiology* vol. 98, no. 2, 2007, p. 757 – 768.
- DOLEŽALOVÁ, Radka, PĚTIVLAS, Tomáš *Kinesiotaping pro sportovce*. Grada Publishing, a.s., Praha 2011. ISBN 978-80-247-3636-5
- ELLIS, Michael D., HOLUBAR, Bradley G., ANA MARIA ACOSTA, Ana Maria, RANDALL F. BEER, Randall F., DEWALD, Julius P. A. Modifiability of Abnormal Isometric Elbow and Shoulder Joint Torque Coupling After Stroke. *Muscle Nerve* vol. 32, no. 2, 2005, p. 170 – 178.
- FERNANDES, Luciane Fernanda Rodrigues Martinho, de BARROS, Ricardo Machado Leite Grip pattern and finger coordination differences between pianists and non-pianists. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 22, no. 3, 2012, p. 412 - 418
- FLANDERA, Stanislav, HRDLIČKA, Lubomír *Taping*. Poznání, Olomouc, 2001. ISBN 80-902739-9-8
- FLANDERA, Stanislav *Tejpování*. Poznání, Olomouc, 2006. ISBN 80-86606-47-3

- GENTILI, R., CAHOUE, V., PAPAXANTHIS, C. Motor planning of arm movement is direction-dependent in the gravity field. *Neuroscience*, vol. 145, no. 1, 2007, p. 20 – 32
- GENTILUCCI, Maurizio, BENUZZI, Francesca, GANGITANO, Massimo, GRIMALDI, Silvia Grasp With Hand and Mouth: A Kinematic Study on Healthy Subjects. *Journal of Neurophysiology*, vol. 86, 2001, p. 1685 - 1699
- HAMILL, Joseph, KNUTZEN, Kathleen M. *Biomechanical Basis of Human Movement*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2009. ISBN-13: 978-0-7817-9128-1 ISBN-10: 0-7817-9128-6
- HAMILTON, Nancy, LUTTGENS, Kathryn *Kinesiology: Scientific Basis of Human Motion*. The McGraw-Hill, USA, 1997. ISBN 0-697-24655-8
- HNÍZDIL, Jan, LICHTENBERG, Milan, PLAJNEROVÁ, Dana *Taping*. Ústřední výbor Československého svazu tělesné kultury, Vědeckometodologické oddělení, Praha 1989.
- HOFFMANN, Gilles, KAMPER, Derek G., KAHN, Jennifer H., RYMER, William Z., SCHMIT, Brian D. Modulation of Stretch Reflexes of the Finger Flexors by Sensory Feedback From the Proximal Upper Limb Poststroke. *Journal of Neurophysiology* vol. 102, no. 3, 2009, p. 1420 – 1429.
- HORE, Jon, WATTS, Sherry, LESCHUK, M., MACDOUGALL, A. Control of Finger Grip Forces in Overarm Throws Made by Skilled Throwers. *Journal of Neurophysiology*, vol. 86, no. 6, 2001, p. 2678 - 2689
- HUANG, Chiun-Sheng, HUNG, Hsiu-Chuan, TSAI, Han-Ju, TSAUO, Jau-Yih, YANG, Jing-Lan Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for breast-cancer-related lymphedema? A pilot study. *Support Care Cancer*, vol. 17, no. 11, 2009, p. 1353 - 1360
- JARACZEWSKA, E., LONG, C. Kinesio Taping in stroke: improving functional use of the upper extremity in hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 13, no. 3, 2006, p. 31 – 42
- JEANNEROD, M. The timing of natural prehension movements. *Journal of Motor Behavior*, vol. 6, no. 3, 1984, p. 235 – 225
- JOHNSTON, Jamie A., BOBICH, Lisa R., SANTELLO, Marco Coordination of intrinsic and extrinsic hand muscle activity as a function of wrist joint angle

during two-digit grasping. *Neuroscience Letters*, vol. 474, no. 2, 2010, p. 104–108

KANG, S. B., IKEUCHI, K. Grasp recognition using the contact web. *Proc.*

IEEE/RSJ Int'l Conf. on Intelligent Robots and Systems, 1992, p. 194-201.

KASE, Kenzo, KASE, Tsuyoshi, WALLIS, Jim Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping methods. *Kinesio Taping Association*, Tokyo, 2003.

KASE, Kenzo, HASHIMOTO, Tatsuyuki *Changes in the Volume of the Peripheral Blood Flow by using Kinesio Taping®*. Dostupné na http://www.sportmedicine.ru/articles/changes_in_the_volume_of_the_peripheral_blood_flow_by_using_kinesio_taping.htm

KLUZIK, JoAnn, DIEDRICHSEN, Jörn, SHADMEHR, Reza, BASTIAN, Amy J. Reach Adaptation: What Determines Whether We Learn an Internal Model of the Tool or Adapt the Model of Our Arm? *Journal of Neurophysiology*, vol. 100, no. 3, 2008, p. 1455 - 1464

KNEESHAW, David Shoulder taping in the clinical setting. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, vol. 6, no. 1, 2002, p. 2 – 8

KOJOVIĆ, Jovana, MILJKOVIĆ, Nadica, JANKOVIĆ, Milica M., POPOVIĆ, Dejan B. Recovery of motor function after stroke: A polymyography-based analysis. *Journal of Neuroscience Methods* vol. 194, no. 2, 2011, p. 321 – 328.

KUNG, Pin-Cheng, LIN, Chou-Ching K., JU, Ming-Shaung Neuro-rehabilitation robot-assisted assessments of synergy patterns of forearm, elbow and shoulder joints in chronic stroke patients. *Clinical Biomechanics* vol. 25, no. 7, 2010, p. 647 – 654.

LANDSMEER, J. M. F. Power grip and precision handling. *Annals of the Rheumatic Diseases*, vol. 21, no. 2, 1962, p. 164 - 170

LANG, Catherine E., DeJONG, Stacey L., BEEBE, Justin A. Recovery of Thumb and Finger Extension and Its Relation to Grasp Performance After Stroke. *Journal of Neurophysiology* vol. 102, no 1, 2009, p. 451 – 459.

LANG, Catherine E., SCHIEBER, Marc H. Reduced Muscle Selectivity During Individuated Finger Movements in Humans After Damage to the Motor Cortex or Corticospinal Tract. *Journal of Neurophysiology* vol. 91, no. 4, 2004, p. 1722 – 1733.

- LIA, Sheng, LATASHA, Mark L., YUEB, Guang H., SIEMIONOWB, Vlodek, SAHGAL, Vinod The effects of stroke and age on finger interaction in multi-finger force production tasks. *Clinical Neurophysiology* vol. 114, no. 9, 2003, p. 1646 – 1655.
- LODHA, Neha, NAIK, Sagar K., COOMBES, Stephen A., CAURAUGH, James H. Force control and degree of motor impairments in chronic stroke. *Clinical Neurophysiology* vol. 121, no. 11, 2010, p. 1952 – 1961.
- LUM, Peter S., BURGAR, Charles G., SHOR, Peggy C. Evidence For Strength Imbalances as a Significant Contributor to Abnormal Synergies in Hemiparetic Subjects. *Muscle Nerve* vol. 27, no. 2, 2003, p. 211 – 221.
- MACKENZIE, L. C. *The grasping hand*. Advances in psychology, 1994. North Holland: Elsevier Science B.V. ISBN: 0-444-81746-8
- McCREA, Patrick H., ENG, Janice J., HODGSON, Antony J. Saturated Muscle Activation Contributes to Compensatory Reaching Strategies After Stroke. *Journal of Neurophysiology* vol. 94, no. 5, 2005, 2999 – 3008
- MICERA, S., CARPANETO, J., POSTERARO, F., CENCIOTTI, L., POPOVIC, M., DARIO, P. Characterization of upper arm synergies during reaching tasks in able-bodied and hemiparetic subjects. *Clinical Biomechanics* vol. 20, no. 9, 2005, p. 939 – 946
- MILLER, Laura C., DEWALD, Julius P.A. Involuntary paretic wrist/finger flexion forces and EMG increase with shoulder abduction load in individuals with chronic stroke. Available online 22 February 2012, [Epub ahead of print]
- MIRBAGHERI, M. M., SETTLE, K., HARVEY, R., RYMER, W. Z. Neuromuscular Abnormalities Associated With Spasticity of Upper Extremity Muscles in Hemiparetic Stroke. *Journal of Neurophysiology* vol. 98, no. 2, 2007, p. 629 – 637
- MUSCOLINO, Joseph E. *Kinesiology: The Skeletal System and Muscle Function*. Elsevier, St. Louis, 2011. ISBN 978-0-323-06944-1
- NAPIER, J. R. The prehensile movements of the human hand. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 38, no. 4, 1956, p. 902 - 913
- PATAKY, T. C., LATASH, M. L., ZATSIORSKY, V. M. Prehension synergies during nonvertical grasping, I: experimental observations. *Biological Cybernetics*, vol. 91, no. 3, 2004, p. 148 - 158

- RAGHAVAN, Preeti, SANTELLO, Marco, GORDON, Andrew M., KRAKAUER, John W. Compensatory Motor Control After Stroke: An Alternative Joint Strategy for Object-Dependent Shaping of Hand Posture. *Journal of Neurophysiology* vol. 103, no. 6, 2010, p. 3034 – 3043.
- SCOTT, Stephen H., KALASKA, John F. Reaching Movements With Similar Hand Paths But Different Arm Orientations. I. Activity of Individual Cells in Motor Cortex. *Journal of Neurophysiology*, vol. 77, no. 2, 1997, p. 826 - 852
- SERRAO, Mariano, RANA VOLO, Alberto, ANDERSEN, Ole Kaeseler, DON, Romildo, DRAICCHIO, Francesco, CONTE, Carmela, FABIO, Roberto Di, PERROTTA, Armando, BARTOLO, Michelangelo, PADUA, Luca, SANTILLI, Valter, SANDRINI, Giorgio, PIERELLI, Francesco Reorganization of multi-muscle and joint withdrawal reflex during arm movements in post-stroke hemiparetic patients. *Clinical Neurophysiology* vol. 123, no. 3, 2012, p. 527 – 450
- SCHEIDT, Robert A., STOECKMANN, Tina Reach Adaptation and Final Position Control Amid Environmental Uncertainty After Stroke. *Journal of Neurophysiology* vol. 97, no. 4, 2007, p. 2824 – 2836
- SCHOLZ, John P., LATASH, Mark L. A study of a bimanual synergy associated with holding an object. *Human Movement Science*, vol. 17, no 6, 1998, p. 753 – 779
- SUZUKI, M., YAMAZAKI, Y., MIZUNO, N., MATSUNAMI, K. Trajectory formation of the center-of-mass of the arm during reaching movements. *Neuroscience*, vol. 76, no. 2, 1997, p. 597 – 610
- THELEN, Mark, D., DAUBER, James, A., STONEMAN, Paul, D. The Clinical Efficacy of Kinesio Tape for Shoulder Pain: A Randomized, Double-Blinded, Clinical Trial. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, vol. 38, no. 7, 2008, p. 389 - 395
- TOWLES, Joseph D., KAMPER, Derek G., RYMER, William Z. Lack of Hypertonia in Thumb Muscles After Stroke. *Journal of Neurophysiology* vol. 104, no. 4, 2010, p. 2139 – 2146
- VANDENBERGHE, A., LEVIN, O., De SCHUTTER, J., SWINNEN, S., JONKERS, I. Three-dimensional reaching tasks: Effect of reaching height and

- width on upper limb kinematics and muscle activity. *Gait & Posture*, vol. 32, no. 4, 2010, p. 500 – 507
- VERSCHUEREN, Sabine M. P., CORDO, Paul J., SWINNEN, Stephan P. Representation of Wrist Joint Kinematics by the Ensemble of Muscle Spindles From Synergistic Muscles. *Journal of Neurophysiology*, vol. 79, no. 5, 1998, p. 2265 - 2276
- VIAUL, Antonin, FELDMAN, Anatol G., McFADYEN, Bradford J., Levin, Mindy F. Reaching in reality and virtual reality: a comparison of movement kinematics in healthy subjects and in adults with hemiparesis. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* vol. 1, no. 11, 2004
- VISSER, B., de LOOZE, M. P., VEEGER, D., DOUWES, M., GROENESTEIJN, L., de KORTE, E., van DIEËN, J. H. The effects of precision demands during a low intensity pinching task on muscle activation and load sharing of the fingers. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 13, no. 2, 2003, p. 149–157
- VLIET, Paulette M. van, SHERIDAN, Martin R. Coordination Between Reaching and Grasping in Patients With Hemiparesis and Healthy Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* vol. 88, no. 10, 2007, p. 1325 – 1331
- WENZELBURGER, Roland, KOPPER, Florian, FRENZEL, Annika, STOLZE, Henning, KLEBE, Stephan, BROSSMANN, Achim, KUHTZ-BUSCHBECK, Johann, GÖLGE, Mukaddes, ILLERT, Michael, DEUSCHL, Günther *Hand coordination following capsular stroke*. *Brain*, vol. 128, no. 1, 2005, p. 64 – 74
- WOLDAG, Hartwig, STUPKA, Katharina, HUMMELSHEIM, Horst Repetitive Training of Complex Hand and Arm Movements With Shaping Is Beneficial For Motor Improvement in Patients After Stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine* vol. 42, no. 6, 2010, p. 582 – 587
- YAROSH, Cherylon A., HOFFMAN, Donna S., STRICK, Peter L. Deficits in Movements of the Wrist Ipsilateral to a Stroke in Hemiparetic Subjects. *Journal of Neurophysiology* vol. 91, no. 4, 2004, p. 3276 – 3285
- YASUKAWA, Audrey, PATEL, Payal, SISUNG, Charels Pilot study: Investigating the effects of Kinesio Taping® in an acute pediatric rehabilitation setting. *American Journal of Occupational Therapy*, vol. 60, no. 1, 2006, p. 104 – 110
- ZAGO, Myrka, BOSCO, Gianfranco, MAFFEI, Vincenzo, IOSA, Marco, IVANENKO, Yuri P., LACQUANITI, Francesco Internal Models of Target

Motion: Expected Dynamics Overrides Measured Kinematics in Timing Manual Interceptions. *Journal of Neurophysiology*, vol. 91, no. 4, 2004, p. 1620 – 1634

SEZNAM ZKRATEK

AH – aktivační hodnota

ANT. DELTOID – m. deltoideus

cm – centimetr

CMP – cévní mozková příhoda

CNS – centrální nervový systém

DEL – m. deltoidem

EMG – elektromyografie

EXT – mm. extensores antebrachii

EXT.CARP.RAD – m. extensor carpi radialis

FLX – mm. flexores antebrachii

FLEX.CARP.U. – m. flexor carpi ulnaris

HK – horní končetina

INF – m. infraspinatus

INFRASPIN – m. infraspinatus

kg – kilogram

LAT.DORSI – m. latissimus dorsi

LD – m. latissimus dorsi

m. – musculus

MB – malý míč

mm. – musculi

MV – malý válec

p – hladina statistické významnosti

SA – m. serratus anterior

T – tužka

TR – m. trapezius

TRI – m. triceps brachii

UPPER TRAP – m. trapezius

VB – velký míč

VV – velký válec

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. <i>Paillardův model dosahu a úchopu</i> (upravené dle MacKenzie, 1994).....	17
Obrázek 2. <i>Fáze úchopu</i> (upravené dle MacKenzie, 1994)	18

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Dosahy 1. podmínka	29
Tabulka 2. Úchopy 1. podmínka.....	31
Tabulka 3. Dosahy 2. podmínka	32
Tabulka 4. Úchopy 2. podmínka.....	33
Tabulka 5. Dosahy 3. podmínka	35
Tabulka 6. Úchopy 3. podmínka.....	36

SEZNAM GRAFŮ

graf 1 Dosah tužka 1. fáze	38
graf 2 Dosah tužka 2. fáze	39
graf 3 Dosah tužka 3. fáze	40
graf 4 Úchop tužka 1. fáze	41
graf 5 Úchop tužka 2. fáze	42
graf 6 Úchop tužka 3. fáze	43
graf 7 Dosah tužka 1. – 3. fáze	44
graf 8 Úchop tužka 1. – 3. fáze	45