

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**VLIV KINESIO TAPINGU NA RAMENNÍ PLETENEC
HEMIPARETIKŮ PŘI VSTÁVÁNÍ ZE SEDU A
VÝSKOKU**

Diplomová práce

Autor: Bc. Eva Bihářiová

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Zemánek

Obor: Fyzioterapie

Olomouc 2011

ANOTACE

Název práce v ČJ: Vliv kinesio tapingu na ramenní pletenec hemiparetiků při vstávání ze sedu a výskoku

Název práce v AJ: Influence of Kinesio Taping on Shoulder Girdle of Hemiparetics during Sit to Stand and Jumping

Datum zadání: 27. 1. 2010

Datum odevzdání: 22. 7. 2011

Autor práce: Bc. Eva Bihářiová

Instituce: Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Zemánek

Oponent práce: Mgr. Hana Měrková

Abstrakt v ČJ: Cílem diplomové práce je objektivizovat vliv kinesio tapingu na změnu chování svalů ramenního pletence hemiparetiků. V teoretické části jsou uvedeny poznatky o cévní mozkové příhodě, postižení horní končetiny u pacientů po cévní mozkové příhodě, kinesio tapingu a o aktivitách vstávání ze sedu a výskoku. Ve výzkumné části je u výzkumného souboru (n = 12), který tvoří pacienti po cévní mozkové příhodě v povodí a. cerebri media, analyzován vliv kinesio tapingu na změnu aktivace svalů hemiparetického ramenního pletence a na dynamiku hemiparetické horní končetiny při vstávání ze sedu a výskoku prostřednictvím elektromyografie a akcelerometrie.

Abstrakt v AJ: The aim of this diploma thesis is to objectify the effect of Kinesio Taping on hemiparetic behavior change of the shoulder girdle muscles. The theoretical section of the thesis concentrates on providing information about a stroke, upper limb disability of patients after the stroke, Kinesio Taping and sit-to-stand and jumping activities. The second part analyses the impact of

Kinesio Taping on muscle activation change hemiparetic shoulder girdle and upper limb dynamics while practicing sit-to-stand and jumping with help of electromyography and accelerometry. It is a practical part that deals with explorative aggregate (n = 12), concerning patients after the stroke in the catchment a. cerebri media.

Klíčová slova v ČJ: kinesio taping, cévní mozková příhoda, hemiparéza, hemiparetická horní končetina, vstávání ze sedu, výskok

Klíčová slova v AJ: kinesio taping, stroke, hemiparesis, hemiparetic upper extremity, sit to stand, jumping

Počet stran: 96 s., 10 příloh

Místo zpracování: Olomouc

Místo uložení: Ústav fyzioterapie, FZV UP - sekretariát/děkanát

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením
Mgr. Tomáše Zemánka a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 22. 7. 2011

Děkuji Mgr. Tomáši Zemánkovi za odborné vedení, cenné rady a připomínky k diplomové práci, Mgr. Janě Zapletalové, Dr. za statistické zpracování dat a všem pacientům, kteří se zúčastnili našeho výzkumu.

Tato práce vznikla za přispění grantu IGA UP FZV 2011 002 s názvem: „Objektivizace modifikovaného sensorického vstupu v klinické rehabilitaci.“

OBSAH

ÚVOD	9
1 TEORETICKÉ POZNATKY	11
1.1 Cévní mozková příhoda	11
1.1.1 Incidence a prevalence cévních mozkových příhod	11
1.1.2 Příčiny cévních mozkových příhod	12
1.1.3 Typy cévních mozkových příhod	12
1.2 Postižení horní končetiny u pacientů po cévní mozkové příhodě	16
1.2.1 Hrudní a bederní páteř	17
1.2.2 Lopatka a ramenní kloub	18
1.2.3 Skapulohumerální rytmus	18
1.2.4 Syndrom bolestivého ramene	19
1.2.5 Subluxace glenohumerálního kloubu	19
1.2.6 Akrom	20
1.3 Kinesio taping	21
1.3.1 Charakteristika kinesio tapingu	21
1.3.2 Aplikace kinesio tapingu	21
1.3.3 Účinky kinesio tapingu	22
1.3.4 Kinesio taping u pacientů po cévní mozkové příhodě	22
1.4 Specifika vstávání ze sedu a výskoku u pacientů po cévní mozkové příhodě	23
1.4.1 Vstávání ze sedu	23
1.4.2 Výskok	26
1.5 Povrchová elektromyografie a akcelerometrie	29
1.5.1 Povrchová elektromyografie a její využití ve fyzioterapii	29
1.5.2 Akcelerometrie a jejich využití ve fyzioterapii	30
2 CÍLE A HYPOTÉZY	31
2.1 Cíle práce	31
2.2 Vědecké otázky a hypotézy	31
3 METODA VÝZKUMU	33
3.1 Metodika měření	33

3.2	Charakteristika výzkumného souboru	33
3.3	Klinické vyšetření a kineziologický rozbor	34
3.4	Postup měření	34
3.4.1	Čištění kůže a lepení elektrod	34
3.4.2	Příprava senzorů	35
3.4.3	Aplikace kinesio tapingu	36
3.4.4	Testované aktivity a vlastní průběh měření	36
3.4.5	Zpracování elektromyografického signálu	37
3.4.6	Vyhodnocení elektromyografického signálu	37
3.4.7	Statistické zpracování dat	38
4	VÝSLEDKY	39
4.1	Výsledky k vědecké otázce 1	39
4.1.1	Výsledky k hypotéze H ₀₁	39
4.1.2	Výsledky k hypotéze H ₀₂	41
4.1.3	Výsledky k hypotéze H ₀₃	43
4.1.4	Výsledky k hypotéze H ₀₄	45
4.2	Výsledky k vědecké otázce 2	47
4.2.1	Výsledky k hypotéze H ₀₅	48
4.2.2	Výsledky k hypotéze H ₀₆	49
5	DISKUZE	51
5.1	Diskuze k vědecké otázce 1	53
5.1.1	Diskuze k hypotézám H ₀₁ a H ₀₂	54
5.1.2	Diskuze k hypotézám H ₀₃ a H ₀₄	59
5.2	Diskuze k vědecké otázce 2	62
5.2.1	Diskuze k hypotézám H ₀₅ a H ₀₆	62
5.3	Limity měření	63
	ZÁVĚR	65
	REFERENČNÍ SEZNAM	66
	SEZNAM ZKRATEK	74

SEZNAM OBRÁZKŮ	76
SEZNAM GRAFŮ	77
SEZNAM TABULEK	78
SEZNAM PŘÍLOH	79
PŘÍLOHY	80

ÚVOD

Cévní mozková příhoda je v současné době jednou z nejčastějších příčin nemocnosti a invalidity. Mezi nejvíce invalidizující poruchy vzniklé následkem cévní mozkové příhody se bezesporu řadí funkční ztráta hemiparetické horní končetiny. Tato ztráta má výrazný dopad na fyzickou, psychologickou a emocionální stránku hemiparetika. Funkce horní končetiny patří k elementárním lidským atributům a může do jisté míry zajišťovat komunikaci a lokomoci. Obnově ztracené funkce horní končetiny je v terapii věnována velká pozornost.

Jednou z pomocných terapií při obnově funkce horní končetiny může být tzv. kinesio taping. Kinesio taping je v současnosti využíván spolu s dalšími terapeutickými technikami v terapii různorodých muskuloskeletálních a neuromuskulárních deficitů. Kinesio taping má skrze dráždění receptorů v měkkých tkáních vliv na senzomotorický a propioceptivní systém, což přináší užitek v léčbě různorodých neurologických stavů, tedy i po cévní mozkové příhodě. Kinesio taping může být u této diagnózy v mnoha obměnách využit ke zlepšení postury, stability hrudní páteře a lopatky, kdy se podle klinického obrazu aplikuje jako mechanická korekce. Další využití spočívá především v podpoře oslabených svalů, k uvolnění přetížených či spastických svalů, k redukci bolesti a otoku, čímž podporuje zapojení horní končetiny do funkce pro dosah, úchop, uvolnění a manipulaci.

Cílem naší diplomové práce bylo objektivizovat vliv kinesio tapingu na změnu chování svalů v oblasti lopatkového pletence u pacientů po cévní mozkové příhodě. Konkrétními dílčími cíli bylo zjistit změny aktivace svalů paretického a zdravého ramenního pletence a vliv na dynamiku paretické paže při vstávání ze sedu a výskoku. Každý proband byl měřený vždy třikrát – bez kinesio tapingu, bezprostředně po jeho aplikaci a s odstupem tří dnů od zatapování. Jako metoda měření byla zvolena povrchová elektromyografie synchronizovaná s videozáznamem a akcelerometrie. Kinesio taping aplikoval certifikovaný fyzioterapeut, zatapovány byly tyto svaly: m. pectoralis major, m. biceps brachii, m. deltoideus a tzv. tape „scapula“, který zahrnuje mm. rhomboidei, střední a dolní vlákna m. trapezius, m. serratus anterior, m. latissimus dorsi a m. supraspinatus. Do výzkumného souboru bylo zahrnuto celkem

12 probandů. Jednalo se o hemiparetické pacienty, muže i ženy, po první cévní mozkové příhodě v povodí a. cerebri media s deficitem na dominantní horní končetině.

V diskuzi se snažíme zhodnotit výsledky měření, kriticky zhodnotit metodiku práce a upozornit na poznatky získaných z vlastních výsledků měření a konfrontovat je s dosavadními studiemi, které se zabývají podobnou problematikou.

1 TEORETICKÉ POZNATKY

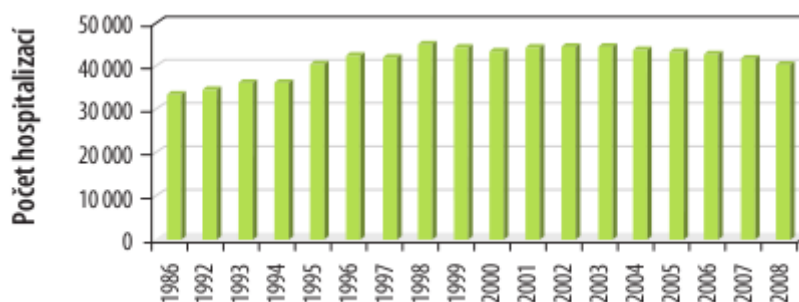
1.1 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) je dle Světové zdravotnické organizace definována jako klinický syndrom charakterizovaný rychle se vyvíjejícími klinickými známkami ložiskové nebo globální poruchy mozkové funkce se symptomy trvajících déle než 24 hodin nebo vedoucími ke smrti, který nemá jinou zjevnou příčinu než cévní onemocnění mozku (Nevšímalová, 2002).

1.1.1 Incidence a prevalence cévních mozkových příhod

CMP jsou častou příčinou nemoci a invalidity a představují závažnou zdravotnickou a sociálně-ekonomickou problematiku. Současná incidence CMP v České republice je 350 na 100 000 obyvatel za rok, z toho přibližně 2/3 pacientů CMP přežije (Kolář, 2009). CMP je tak druhou nejčastější příčinou kardiovaskulárního úmrtí. Incidence CMP roste exponenciálně s věkem. Po 55. roce se s každým desetiletím téměř zdvojnásobuje. Jeden ze čtyř mužů a jedna z pěti žen žijících do 85 let prodělá CMP, tři čtvrtiny CMP proběhnou u osob ve věku 65 a více let. Čtvrtinu CMP tvoří příhody recidivující. Počet hospitalizovaných kvůli CMP se v České republice se od konce devadesátých let výrazně neměnil, mezi lety 2003 - 2008 ale došlo k mírnému snížení. V roce 2008 bylo hospitalizováno 40255 pacientů (viz Graf 1) (Bruthans, 2010).

Graf 1 Počet hospitalizovaných v České republice po CMP v letech 1986 – 2008 (Bruthans, 2010).



Prevalence, tj. počet pacientů po prodělané CMP, je dalším významným epidemiologickým ukazatelem. Prevalence má také vzrůstající trend spolu s věkem. Podle dat o dispenzarizaci lze počet nemocných odhadnout na 190 000 osob, tedy 19/1000 obyvatel (Bruthans, 2009).

1.1.2 Příčiny cévních mozkových příhod

Mezi hlavní příčiny cévních mozkových příhod patří: ateroskleróza, hypertenze, embolizující srdeční vady, malformace mozkových cév, méně časté jsou vaskulitidy, disekce a jiné choroby (Országh, Káš, 2005).

Vznik a rozvoj cévního onemocnění mozku podporují tzv. rizikové faktory, jejichž znalost a ovlivnění mají zásadní význam v komplexu preventivních opatření. Rizikové faktory dělíme na ovlivnitelné, částečně ovlivnitelné, neovlivnitelné a přidružené:

- **ovlivnitelné rizikové faktory:** hypertenze, obezita, kouření cigaret;
- **částečně ovlivnitelné faktory:** diabetes mellitus, hyperlipidémie;
- **neovlivnitelné rizikové faktory:** věk, pohlaví, dědičnost;
- **přidružené rizikové faktory:** nedostatek fyzické aktivity, psychosomatický typ (Ambler, 2006).

1.1.3 Typy cévních mozkových příhod

1.1.3.1 Mozkové ischemie

Patogeneze

Základním patologickým mechanismem je porucha perfúze mozkové tkáně okysličenou krví. Za normálních okolností je mozková perfúze 50-60 ml/100 g mozkové tkáně, pokud poklesne krevní průtok pod 20 ml/100 g, naruší se funkce neuronů a dochází k rozvoji klinických příznaků ischemické cévní mozkové příhody (Kolář et al., 2009). Příčinou je snížení průtoku v intra- nebo extrakraniálních přívodních tepnách, kdy buď dochází k obstrukci některé mozkové tepny trombem či embolem, nebo k hypoperfúzi z regionálních či systémových příčin. Podle toho pak

vznikají větší nebo menší ložiska hypoxie s následnou destrukcí mozkové tkáně (Ambler, 2006).

Dělení podle vývoje onemocnění

Podle vývoje symptomatiky se rozlišuje několik typů mozkové ischemie:

- **tranzitorní CMP** (transient ischemic attack, TIA), při které symptomatika kompletně odezní do 24 hodin;
- **reverzibilní CMP** (reversible ischemic neurologic deficit, RIND), při které symptomatika odezní do 2 týdnů;
- **progredující CMP** (stroke in evolution), při které dochází k pozvolné progresi symptomatiky;
- **dokončená CMP** (completed stroke), při které vznikne ireverzibilní ložisková ischemie s trvalým neurologickým deficitem (Kolář et al., 2009).

Klinický obraz

Dříve se přisuzoval velký význam cévě, ve které došlo k uzávěru. Dnes je známé, že je poměrně velká variabilita v kompenzačních mechanismech cévního řečiště a existují i relativně velké variability cév. Užívá se proto častější označení ischemických syndromů podle topiky léze (Pfeiffer, 2007).

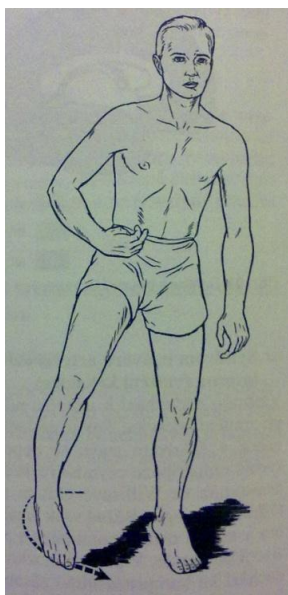
Syndrom uzávěru a. carotis interna – většinou nedochází k uzávěru náhle, typická je pozvolná vznikající trombóza v oblasti bifurkace a odstupu a. carotis interna z a. carotis communis a v oblasti sifonu. Klinický obraz trombózy je různý – záleží na rychlosti rozvoje trombózy a možnostech kolaterálního oběhu. Dokud je lumen tepny větší než 50%, probíhá trombóza asymptomaticky, ale narůstá-li trombus a nadále zužuje lumen, bývá prvním projevem trombózy TIA z postiženého karotického povodí nebo obraz lehkého iktu. Někdy může vzniknout přechodná monokulární slepota na straně postižené karotidy (amaurosis fugax) doprovázená kontralaterální hemiparézou, jindy se trombóza od začátku manifestuje těžkým neurologickým deficitem (Ambler, 2006).

Syndrom uzávěru a. cerebri media – je nejčastěji se vyskytující syndrom. Při postižení capsula interna je typická centrální hemiplegie tzv. kapsulárního typu, kdy dochází k těžkému postižení horní končetiny, zejména drobných svalů ruky (Pfeiffer, 2007). Je přítomné tzv. Wernicke-Mannovo držení (viz Obrázek 1):

- deprese, addukce a vnitřní rotace v ramenním kloubu;
- flexe v loketním kloubu spojená s pronací předloktí, flexe ruky a prstů;
- vnitřní rotace dolní končetiny, extenze v kyčelním a kolenním kloubu;
- inverze a plantární flexe nohy, cirkumdukce dolní končetiny při chůzi (Kolář et al., 2009).

Na postižené straně bývá hemihypestézie pro všechny kvality čítí, paréza n. facialis centrálního typu (Pfeiffer, 2007) a homonymní hemianopsie (Kolář et al., 2009). Pokud je ložisko ischemie poněkud výše než capsula interna, je porucha menší, v korových oblastech může mít obrna charakter obrny pseudochabé. U infarktů v dominantní hemisféře je pravděpodobné, že budou postiženy funkce fatické, u infarktů v nedominantní hemisféře v oblasti parietálního laloku si není postižený vědom hybné poruchy a vzniká tzv. neglect syndrom (Pfeiffer, 2007).

Obrázek 1 Wernicke-Mannovo držení s typickým spastickým vzorcem (Pfeiffer, 2007).



Syndrom uzávěru a. cerebri anterior je poměrně vzácný. Klinicky se projevuje výraznou parézou kontralaterální dolní končetiny a poměrně lehkou parézou horní končetiny, případně i lehkou centrální parézou n. facialis. Přítomna je psychická alterace frontálního typu, agitovanost a zmatenost.

Syndrom uzávěru a. basilaris – pokud je uzávěr úplný, není sluchitelný se životem. Částečný uzávěr je charakterizován poruchou vědomí, poruchou zraku, objevuje se vertigo, nauzea, zvracení. Přítomna je quadruparéza centrálního typu, okoohybné poruchy, porucha dechu a příznaky oběhového selhání (Pfeiffer, 2007).

Syndrom uzávěru malých perforujících tepen mozku se projevuje vznikem solitárních nebo vícečetných malých infarktů. Jde o teritoriální infarkty v povodí rami perforantes, kdy po lézi zůstává malá dutina (lakuna) – proto se tento typ nazývá lakunární infarkt. Lakunární infarkty se vyskytují především v oblasti bazálních ganglií, v bílé hmotě hemisfér a pontu. Projevují se přechodnou symptomatikou TIA, které se však opakují a postupně tak vzniká status lacunaris, vaskulární encefalopatie s diseminací ischemických ložisek. Pro klinický obraz je typická smíšená pyramidová a extrapyramidová symptomatika, parkinsonský syndrom, frontální typ chůze, pseudobulbární syndrom, psychická deteriorace s frontálním syndromem, organickým psychosyndromem až demencí (Ambler, 2006).

1.1.3.2 Mozkové hemoragie

Patogeneze

Krvácení do mozkové tkáně vzniká nejčastěji v důsledku hypertonické angiopatie, méně často arteriovenózní malformace, tepenné výdutě, kavernomu či jako komplikace antikoagulační léčby (Kalina, 2002).

Klinický obraz

Mozková krvácení jsou nejčastěji lokalizována v oblasti bazálních ganglií – v putamen, capsula interna (35-50%), další lokalizace podle četnosti jsou centrum

semiovale (lobární krvácení - 20%), thalamus (10-20%), mozkový kmen (hlavně pons – 10-15%), mozeček (10-20%) a ncl. caudatus (5%).

Putaminní krvácení se projevuje kontralaterální hemiparézou či hemiplegií s hemihypestézií a konjugovanou deviací hlavy a bulbů na stranu hemoragie.

Thalamická krvácení se projevuje hemihypestézií, hamiataxií a hemiparézou s klinicky dominantním senzitivním hemideficitem. Přítomna bývá paréza vertikálního pohledu, nejčastěji nahoru a spontánní deviace bulbů dolů.

Lobární krvácení je lokalizováno v oblasti jednotlivých mozkových laloků, klinicky se proto projeví lokalizačními příznaky podle postižení jednotlivých laloků.

Pontinní krvácení – při krvácení tříštivého typu dochází k poruše vědomí, quadruplegii s decerebračními projevy a většinou k úmrtí. Netříštivé krvácení se projevuje alternujícím kmenovým syndromem.

Krvácení do mozečku se projevuje náhle vzniklou bolestí v týle, zvracením, vertigem, mozečkovou symptomatikou, ale charakteristická je hlavně trupová ataxie. Někdy je přítomna lehká alterace vědomí.

Krvácení do ncl. caudatus se projevuje bolestí hlavy, zvracením, meningeálním syndromem, někdy ale bývá i bez výraznějších ložiskových projevů nebo jen s kontralaterální hemiparézou s konjugovanou deviací hlavy a bulbů ke straně krvácení.

Subarachnoideální krvácení (SAK) je charakterizováno náhle vzniklou bolestí hlavy, která je spojena se zvracením a někdy také s různě hlubokou poruchou vědomí. Krvácení je extracerebrální, proto obvykle nejsou přítomny ložiskové příznaky (Ambler, 2006).

1.2 Postižení horní končetiny u pacientů po cévní mozkové příhodě

Funkční ztráta hemiparetické horní končetiny je jedna z nejvíce invalidizujících poruch po CMP. Horní končetina je senzomotorický orgán sloužící ke komunikaci a manipulaci s prostředím i sebou samým (Schusterová et al., 2004). Jaraczewska a Long (2006) uvádějí, že obnova funkce horní končetiny má významný dopad na fyzickou, psychologickou a emocionální stránku hemiparetika.

Pro motoriku obecně a tedy i pro horní končetinu hemiparetika je typický abnormální svalový tonus, nedokonalá pohybová koordinace a porucha posturálních, rovnovážných a vzpřimovacích reakcí (Krobot, 2005).

1.2.1 Hrudní a bederní páteř

Hrudní páteř je pro funkci horní končetiny významná ve třech oblastech:

1. podporuje a stabilizuje hrudní koš, který je nezbytný pro pohyb lopatky;
2. umožňuje pohyb do flexe a extenze, která napomáhá elevaci a depresi ramenního pletence;
3. spolu s bederní páteří tvoří vertikální sloupec, který stabilizuje horní končetinu ve vztahu k trupu (Jaraczewska and Long, 2006).

Bederní páteř svým rozsahem pohybu umožňuje provedení množství účelných pohybů, jako je dosah, úchop, manipulace apod. (Yasukawa et al., 2006; Jaraczewska and Long, 2006).

Jakákoliv patologie v oblasti hrudní a bederní páteře se odráží ve funkci horní končetiny (Véle, 1997). Postavení hrudní a bederní páteře má přímý vliv na svalovou sílu produkovanou svaly ramenního pletence a pohyb horní končetiny do abdukce. (Jaraczewska and Long, 2006). Aby mohla horní končetina provádět funkční pohyb, potřebuje zpevněný a napřímený trup a potřebuje se volně pohybovat z jedné pozice do druhé proti tlaku gravitace. Tuto stabilizační aktivitu vykonává ventro-dorzální trupová muskulatura. Důležitou funkcí těchto svalů je fixovat hrudní koš, bederní páteř a pánev a napřimovat hrudní páteř a poskytovat tak punctum fixum pro kontrahující se svaly ramenního pletence (Garland et al., 2009). Po CMP však dochází k oslabení ventro-dorzální trupové muskulatury, bederní páteř není schopná se plně extendovat a zhoršuje se kontralaterální lateroflexe trupu, takže je často pro hemiparetika obtížné pohybovat se v gravitačním poli (Cheng et al., 2004). Vlivem svalových dysbalancí vzniklých jako následek CMP se zvětšuje hrudní kyfóza. Toto postavení trupu má pak vliv především na horní trapéz, m. deltoideus a m. supraspinatus, které jsou ve zkrácení, a jejich schopnost vyvolat tah je narušena (Jaraczewska and Long, 2006).

Následkem CMP dochází k rozpadu posturální synergie *m. latissimus dorsi*, což má na funkci horní končetiny významný vliv. Dochází ke změnám postury, manifestaci nepohyblivé lopatky a tím k dyskoordinaci mezi trupem a ramenním pletencem. Trup se zkracuje a uklání k hemiparetické straně, ramenní kloub se retrahuje, jde do deprese a vnitřní rotace (Schusterová et al., 2004).

1.2.2 Lopatka a ramenní kloub

Základem ramenního pletence je lopatka (Krobot, 2005). Dle De Palma et al. (2003) je lopatka centrum aktivity ramenního kloubu a svaly lopatky a ramenního kloubu nemohou optimálně pracovat, pokud se lopatka nachází v decentrovaném postavení. Nestabilita lopatky snižuje rozsah pohybu v kloubu a může způsobit bolest.

Po CMP často dochází k funkčnímu útlumu *m. serratus anterior* spastickými antagonisty *mm. rhomboidei* a *m. trapezius*. Tento sval je nejvýznamnějším „horním rotátorem“ lopatky při elevaci končetiny, a pokud nemá dostatečnou sílu, není jedinec schopný elevovat paretickou končetinu nad 120°. Druhotně se rozvíjí hypertonie *m. trapezius* a funkční znevýhodnění *m. deltoideus* pro abdukci paže (Schusterová et al., 2004). Oslabení nebo dysbalance *pars descendens m. trapezii* se projeví depresí laterálního úhlu lopatky. Elevaci lopatky pak přebírají *m. levator scapulae* a *mm. rhomboidei*. Tyto svaly se však reflexně více kontrahují a provádí elevaci horního úhlu lopatky ve větším rozsahu, což má za následek decentraci hlavice humeru a možnost vzniku syndromu bolestivého ramene (Jaraczewska and Long, 2006). Thelen et al. (2008) píše, že větší rozsah elevace způsobuje nociceptivní dráždění při narážení hlavice humeru na akromion. Kromě bolesti tak může být prohloubena funkční patologie navýšením spastického hypertonu (Schusterová et al., 2004).

1.2.3 Skapulohumerální rytmus

Skapulohumerální rytmus (SH rytmus) určuje rozsah a kvalitu abdukce v ramenním kloubu (Kapanji, 2007). SH rytmus vypovídá o koordinovaném pohybu kloubů ramenního pletence a o svalech, které provádí plnou elevaci. Jakákoliv afekce ramenního kloubu se na tomto rytmu projeví (Garland et al., 2009). Při poruchách funkce ramenního pletence dochází k rychlejší rotaci lopatky v poměru s elevací humeru (Kolář et al., 2009).

Počátečních 30-60° abdukce nebo flexe je přípravná fáze, kdy se poloha lopatky nemění. Nad 60° se začíná lopatka ve vztahu k humeru pohybovat a to ve smyslu 2:1. Na každých 30° rotace lopatky připadá 60° elevace humeru (Kolář et al., 2009; Jaraczewska and Long, 2006).

Napřímená hrudní páteř je důležitá pro vykonání pohybu v ramenním kloubu v plném rozsahu. Zvýšená hrudní kyfóza abdukuje lopatku, rotuje ji kaudálně a lateralizuje dolní úhel. Tento mechanismus naruší skapulohumerální rytmus, vede k oslabení svalů ramenního pletence a ke snížení pohybového rozsahu. Výsledkem může být syndrom bolestivého ramene (Jaraczewska and Long, 2006).

1.2.4 Syndrom bolestivého ramene

Syndrom bolestivého ramene komplikuje průběh fyzioterapie až u 80% nemocných po CMP a u každého desátého znehodnocuje výsledek funkční obnovy (Krobot, 2005). Tento syndrom je častou komplikací, která ovlivňuje funkci horní končetiny omezením plného rozsahu pohybu (Jaraczewska and Long).

Syndrom může vzniknout již pár dní po CMP, obecně se ale za nejvíce rizikové období považuje 2 – 4 měsíce po CMP. Patogeneze je multifaktoriální, mezi zapříčiňující faktory se řadí imobilita, nesprávně vedená fyzioterapie s nefyziologickou obnovou torako-skapulo-humerální synergie a mikrotraumata. Zpočátku je bolest lokálního charakteru a je vyvolávána extrémními pasivními pohyby, které komprimují subakromiální a bicipitolabrální struktury. Pouze některých hemiparetiků se vyvine závažnější forma s difúzní, trvalou bolestí. Na tento proces navazuje řada muskuloskeletálních změn jako tendinitidy, entezopatie, burzitidy, léze rotátorové manžety až kloubní instabilita (Krobot, 2005; Schusterová et al., 2004).

1.2.5 Subluxace glenohumerálního kloubu

U každého hemiparetika dochází k částečné dislokaci hlavice humeru ventro-kaudálním směrem, především při abnormální pozici lopatky, dystrofických změnách a kloubní instabilitě (Krobot, 2005). Počáteční subluxace se projevuje reaktivní tendinitis capitis longi m. bicipitis brachii, kdy je bolest lokalizována mezi akromion

a processus coracoideus, v pozdějších fázích může subluxe přejít až do obrazu adhezivní kapsulitidy (Schusterová et al., 2004).

Prevenici subluxe zajišťují zadní vlákna m. deltoideus, m. supraspinatus a m. infraspinatus a m. subscapularis. Po CMP však dochází k oslabení těchto svalů a dochází k subluxe (Jaraczewska and Long, 2006). Bobath (1991) došla k závěru, že se na patogenezi subluxe podílí i spastický m. pectoralis minor a částečně i m. pectoralis major, které táhnou lopatku do addukce a protrakce.

1.2.6 Akrum

Funkce ruky patří k elementárním lidským atributům a může do jisté míry zajišťovat komunikaci a lokomoci (Mayer a Hlušík, 2004). U pacientů s centrální lézí v povodí arteria cerebri media (ACM) dochází k poruchám senzomotorických funkcí ruky, což se projevuje v neschopnosti provést a kontrolovat úchop, kombinovat složité pohyby, držet různé předměty, manipulovat s nimi, rozpoznávat povrch předmětu konečky prstů a přizpůsobit tomu sílu stisku (Macháčková et al., 2004). Po CMP v povodí ACM většinou dochází k uspokojivé obnově posturálních funkcí i lokomoce. Funkce ruky se navrácí nejpozději a bývá v horším funkčním stavu než rameno.

Funkce ruky je extrémně kortikalizovaná a stranově diferencovaná. Po CMP v povodí ACM je postižena kortikální oblast zodpovědná za kontrolu ruky. Kortikální reprezentace ruky se tak neuroplastickými ději přesouvá do suplementární a premotorické arey, čímž dochází k méně diferencovanému řízení. V neurofyzilogii je znám fenomén kompetice kortikálních reprezentací sousedících okrsků pohybového aparátu. Ta část těla, která je používána, trénována a stimulována, přebírá motorickou kůru sousedním oblastem. Zpočátku jsou změny plně reverzibilní, u častějších a déle trvajících situací se tyto změny upevňují. Právě mezi rukou a ramenem je možná taková kompetice. Proto pokud je terapie příliš zaměřena na obnovu funkce ramenního pletence nelze dosáhnout optimální funkce ruky, zejména diferencované jemné motoriky. Každá nadměrná aktivace ramene a opomíjení ruky „krade“ zbývající motorický kortex postižené ruce a „přidává“ jej nediferencované hybnosti trupu a pletenců (Mayer a Hlušík, 2004).

1.3 Kinesio taping

Techniku kinesio tapingu (K-T) vyvinul na počátku sedmdesátých let 20. století japonský chiropraktik Dr. Kenzo Kase. Technika K-T byla vytvořena na základě klinických zkušeností a byla a byla dále rozvíjena znalostmi z anatomie a kineziologie (Jaraczewska and Long, 2006). Do USA a Evropy se K-T dostal před 10 lety (Doležalová a Pětivlas, 2011).

K-T je metoda využívaná v souvislosti s dalšími terapeutickými technikami v léčbě různorodých muskuloskeletálních a neuromuskulárních deficitů. Je využíván v mnoha oborech, např. ve fyzioterapii, ergoterapii a v profesionálním i laickém sportu (Jaraczewska and Long, 2006).

1.3.1 Charakteristika kinesio tapingu

Kinesio tape je protažitelná páska o 55-60 % své klidové délky, čímž se přibližuje elastickým vlastnostem lidské kůže. Tloušťka tapu je přibližně stejná jako tloušťka epidermis pokožky, což vede k omezenému vnímání těla k váze tapu a k postupnému odeznění senzoričtých signálů, které informují o jeho přítomnosti. Pokud je K-T správně aplikován, asi po 10 min ho měl jedinec na základě adaptace přestat vnímat. Je vyroben z vláken elastického polymeru, která jsou omotána vlákny z bavlny, lepidlo je vyrobeno z akrylátu a na tapu naneseo v mnoha vlnitých liniích. K-T je prodyšný a propouští vzduch i vlhkost (Kase et al., 2003).

K-T existuje v různých barevných provedeních. Ty však nemají vliv na vlastnosti tapu a jsou spíše otázkou módy a marketingových strategií. Někteří autoři poukazují na psychologický význam barev, nicméně žádná studie toto tvrzení nepotvrzuje (Kase et al., 2003; Doležalová a Pětivlas, 2011).

1.3.2 Aplikace kinesio tapingu

K-T se aplikuje na základě vyšetření a pacientovy anamnézy. Před aplikací musí být pokožka usušena, odmaštěna, popř. oholena. Může se aplikovat v mnoha tvarech, dle požadovaného efektu lze nastříhat tvar „Y“, „I“, „X“, „O“, vějířovitě, pavučinovitě. Obecně se „Y“ technika využívá k oblepení svalu a k jeho následné facilitaci či inhibici. Nejčastěji se využívá pro oslabené svaly. „I“ technika využívána především

u čerstvého traumatu svalu ke zmírnění otoku a bolesti. „X“ technika se využívá u svalů, u kterých se mění jejich počátek a konec na základě pohybu v kloubu. „O“ technika se primárně využívá pro lokální otok. Vějířovité a pavučinovité lepení se užívá pro zlepšení lymfatické drenáže (Kase et al., 2003).

Základní aplikace K-T se provádí v maximálním protažení svalu, přesně v jeho anatomickém průběhu. Důležitým faktorem účinnosti K-T je intenzita protažení při aplikaci. Tape se aplikuje od nulového protažení po maximální, dle požadovaného efektu. Elastické vlastnosti K-T jsou po aplikaci efektivní po dobu asi 3-5 dnů. K-T se na kůži nechává působit i několik dní (Kase et al., 2003; Doležalová a Pětivlas, 2011).

1.3.3 Účinky kinesio tapingu

Pokud je K-T vhodně aplikován, má dle studií tyto účinky:

- ovlivňuje svalový tonus, facilituje, inhibuje, reguluje svalovou únavu;
- zlepšuje lymfatický a krevní průtok;
- snižuje vnímání bolesti;
- ovlivňuje propriocepci, zvyšuje kloubní stabilitu a snižuje riziko subluxačního kloubního postavení;
- tlumí záněty šlach a kloubů (Kase et al., 2003; Soylu et al, 2011; Fu, 2008; Murray and Husk, 2001; Lin et al., 2010).

1.3.4 Kinesio taping u pacientů po cévní mozkové příhodě

Kinesio taping má skrze dráždění receptorů v měkkých tkáních vliv na senzomotorický a proprioceptivní systém, což přináší užitek v léčbě různorodých neurologických stavů, tedy i po CMP (Jaraczewska and Long, 2006). K-T může být v mnoha obměnách využit ke zlepšení postury a stability hrudní páteře a lopatky, kdy se podle klinického obrazu aplikuje jako mechanická korekce (Kase et al., 2003). Další využití spočívá především v podpoře oslabených svalů, k uvolnění přetížených či spastických svalů, k redukci bolesti a otoku, čímž podporuje zapojení horní končetiny do funkce pro dosah, úchop, uvolnění a manipulaci (Yasukawa et al., 2006). K-T je ke zlepšení funkce horní končetiny u CMP běžně využíván k:

- facilitaci funkčního napřímení trupu, které napomůže ramennímu pletenci dosáhnout neutrální pozice;
- facilitaci funkce erectorů spinae – m. iliocostalis lumborum et. thoracis, m. longissimus thoracis, m. spinalis thoracis, kde facilituje funkční vzpřímené držení trupu a redukuje konvexitu páteře;
- uvolnění m. trapezius na hemiparetické straně, kde zlepšuje postavení lopatky a schopnost tohoto svalu generovat sílu;
- facilitaci funkce středního a dolního m. trapezius, kde opět zlepšuje postavení lopatky, zvyšuje kontraktibilitu a snižuje únavnost tohoto svalu;
- facilitaci funkce rotátorové manžety a m. deltoideus, čímž se zvýší antero-posteriorní stabilita ramenního kloubu;
- facilitaci funkce m. deltoideus jako prevence vzniku subluxace;
- zvýšení propriocepce z ramenního kloubu;
- facilitaci funkce m. serratus anterior, kde zlepšuje abdukci lopatky (Jaraczewska and Long, 2006; Yasukawa et al., 2006).

1.4 Specifika vstávání ze sedu a výskoku u pacientů po cévní mozkové příhodě

1.4.1 Vstávání ze sedu

Vstávání ze sedu (STS, sit to stand) je motorický stereotyp, který vyžaduje dostatečnou sílu dolních končetin a časovou a prostorovou koordinaci jednotlivých pohybových úkonů, které tento stereotyp tvoří (Smékal et al., 2005). Dle Shumway-Cook a Woollacott (2007) je pro provedení STS nutný dostatečný točivý moment v kloubech dolních končetin, zajištění stability při pohybu COM z jedné oporné báze (sedadlo) do druhé oporné báze (stabilní stoj) a schopnost modifikovat pohybové strategie na základě měnících se podmínek. Véle (1997) píše, že provedení STS je individuální a je závislé na předchozích senzomotorických zkušenostech. STS je jedna z nejběžnějších aktivit každodenního života, v denním životě je tato aktivita prováděna v různých kontextech, např. vstávání z postele, z toalety, od stolu, výstup z automobilu apod. (Schenkman, 1990). Neschopnost zvednout se ze sedu je dle WHO znevýhodňující podmínka a je považována za ukazatel budoucí disability. STS je

předstupeň pro dosažení nezávislé mobility ve vertikále a významný faktor kvalitního nezávislého života. Dle Bobath konceptu je nezávislé vstávání ze sedu jedním ze základních cílů terapie pro lokomoci a pro funkční zotavení horní končetiny a ruky (Raine et al., 2009). Přejchod ze sedu do stoje je nejen významným aspektem lidského pohybu a lokomoce, ale také dosahu a úchopu (Schenkman, 1990). STS může být brán i jako diagnostický a prognostický prostředek (Stam, 2008) a kvalita provedení STS může informovat o riziku pádu (Sandin and Smith 1990).

1.4.1.1 Fáze vstávání ze sedu

Přestože průměrně STS trvá méně než dvě vteřiny (Chou, 2003), dělí se dle Schenkmanové et al. (1990) na čtyři fáze:

1. flekční moment;
2. moment přesunu;
3. extenze;
4. stabilizace.

Ad 1.: první fáze začíná iniciací pohybu a končí v momentě oddělení hýždí od sedadla. V této fázi je důležitá koordinovaná interakce svalů trupu a pánve vedoucí k přesunu COM horizontálně a vertikálně. Do aktivity se zapojují svaly dolních končetin.

Ad 2.: druhá fáze začíná oddělením hýždí od sedadla a končí v momentě maximální dorzální flexe v hlezenních kloubech. V této fázi se maximální silou zapojují dolní končetiny. COM se přesouvá nad opornou bazi a zvyšují se požadavky na udržení stability.

Ad 3.: třetí fáze začíná v momentě maximální dorzální flexe v hlezenních kloubech a končí extenzí kyčelních kloubů. Do provedení této fáze jsou zapojeny nejvyšší úrovně posturální kontroly. Koordinovaná aktivace kyčelních, kolenních a hlezenních extenzorů zvedá tělo proti gravitaci.

Ad 4.: čtvrtá fáze začíná extenzí kyčelních kloubů a končí stabilním stojem (Raine et al., 2009; Shumway-Cook and Woollacott, 2007).

1.4.1.2 Funkce horních končetin při vstávání ze sedu

Horní končetiny jsou při přesunu ze sedu do stoje vždy aktivní. Napomáhají trupu k pohybu dopředu a k přenosu COM vertikálním směrem a tím určují moment zvednutí se ze sedu (Raine et al., 2009; Smékal et al., 2005). Zapojení horních končetin je závislé jak na typu a výšce židle, tak na výchozí pozici a délce dolních končetin. K výrazné aktivaci svalů horních končetin dochází při užití opěrátka. (Janssen et al., 2002). Shepherd a Gentile (1994) ve svém výzkumu došli k závěru, že aktivace horních končetin je významná pro udržení stability během STS, a také že jejich aktivace facilite propulzi dolních končetin.

1.4.1.3 Změny ve stereotypu vstávání ze sedu u pacientů po cévní mozkové příhodě

CMP má obrovský vliv na provedení STS (Stam et al., 2008). Následkem CMP se naruší motorická kontrola a načasování jednotlivých komponent STS a rozvíjí se individuálně variabilní kompenzační strategie (viz Obrázek 2 a 3) (Raine et al., 2009). Až 81 % procent pacientů po CMP má problém se vstáváním ze sedu (Shumway-Cook and Woollacott, 2007). Po CMP dochází k celkovému zpomalení provedení STS (Ada and Westwood, 1992), Galli et al. (2008) uvádí, že po CMP trvá STS v porovnání se zdravými jedinci o 60% déle.

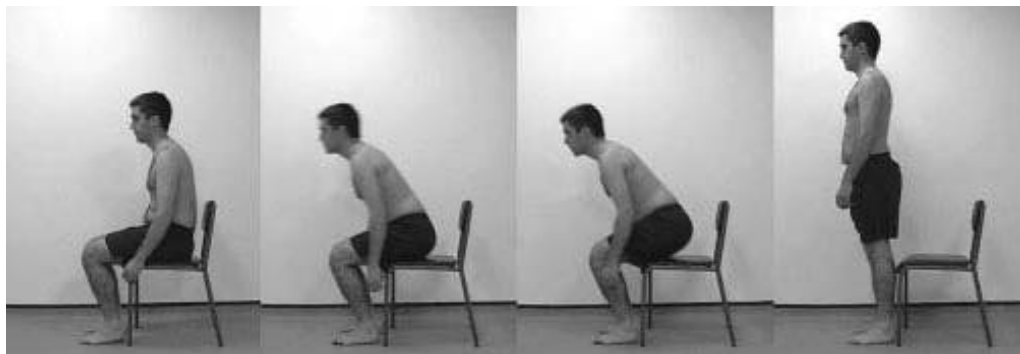
Stam et al. (2008) píše, že již výchozí poloha při STS je u pacientů po CMP oproti zdravým jedincům změněna. Pacienti jsou ukloněni směrem k paretické straně. Během STS provádí větší flexi trupu a mají větší výchylky ve frontální a transverzální rovině.

Raine et al. (2009) tvrdí, že po CMP dochází k narušení zapojení paretické horní končetiny do aktivity a může přechod do stoje i znemožnit. Shepherd a Gentile (1994) ve svých studiích prokázali, že pokud měli zdravé subjekty uměle omezenou funkci horní končetiny, došlo při STS k menšímu posunu COM (center of mass, těžiště) dopředu a tím se zvýšily nároky na udržení stability. U hemiparetiků je při STS výrazná asymetrie v rychlosti mezi zdravou a paretickou paží (Galli et al., 2009).

Podle Galli et al. (2008) je pro hemiparetické pacienty nejtěžší 3. fáze vstávání ze sedu, kdy dochází k extenzi dolních končetin. Extenzi provádí převážně zdravá

končetina, dochází k nerovnoměrnému rozložení tělesné hmotnosti a k narušení rovnováhy. Na paretické dolní končetině se při STS zhoršuje koordinace svalů mezi kolenním a kyčelním kloubem (Ada and Westwood, 1992). Cheng et al. (2004), který ve své studii zkoumal koordinaci svalů dolní končetiny během STS u zdravých a hemiparetických jedinců, tyto výsledky potvrdil.

Obrázek 2 Vstávání ze sedu u zdravého jedince (Raine et al., 2009).



Obrázek 3 Vstávání ze sedu u hemiparetického pacienta (Raine et al., 2009).



1.4.2 Výskok

Výskok je pohyb, během kterého dojde k odlepení chodidel od země a COM se pohybuje vzhůru (Enoka, 2002). Je to komplex multikloubních akcí, při kterých působí svaly dolních a horních končetin pro vytvoření výsledného pohybu. Pro odraz je nutné vyvinout dostatečnou svalovou sílu, která musí překonat gravitaci. Dosažená výška během výskoku je určena velikostí počáteční rychlosti, která především vypovídá o výbušné síle dolních končetin. V názvosloví biomechaniky se výskok kolmý k zemi nazývá vertikální skok a řadí se mezi odrazy. Odraz je základní činnost, bez které by nemohly být realizovány lokomoční aktivity jako chůze a běh (Janura, 2007). Dle Le

Pellec (1999) je anticipatorní svalové a posturální nastavení před výskokem stejné jako před zahájením chůze.

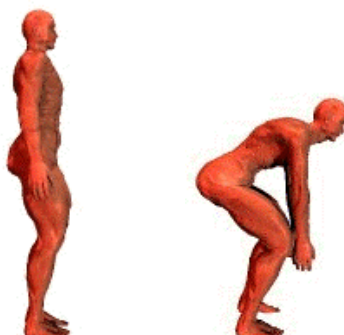
1.4.2.1 Fáze výskoku

Výskok se dle Enoky (2002) dělí na čtyři fáze:

1. fáze přípravná;
2. fáze odrazová;
3. fáze letová nebo také bezoporová;
4. fáze dopadová.

Ad 1.: první fáze začíná ve vzpřímeném stoji, následně dochází k flexi v kloubech dolních končetin a tím ke snížení COM. Dochází k protažení m. quadriceps femoris a m. triceps surae, čímž se v těchto svalech akumuluje deformační energie, která je využita při kontrakci (viz Obrázek 4).

Obrázek 4 První fáze výskoku (Ackland et al., 2009).



Ad 2.: během druhé fáze dochází k prudké extenzi dolních končetin a k elevaci horních končetin a tím k akceleraci pohybu. Dolní končetiny a trup se extendují. Do provedení této fáze jsou zapojeny nejvyšší úrovně posturální kontroly (viz Obrázek 5).

Obrázek 5 Druhá fáze výskoku (Ackland et al., 2009).



Ad 3.: fáze letová je charakterizovaná odlepením chodidel od země a posunem COM vzhůru (viz Obrázek 6).

Obrázek 6 Třetí fáze výskoku (Ackland et al., 2009).



Ad 4.: fáze dopadová začíná opětovným kontaktem chodidel se zemí a končí stabilizací stoje. V této fázi se významně zapojují rovnovážné mechanismy (Enoka, 2002; Brijesh and Lane, 2000; Le Pellec, 1999).

1.4.2.2 Funkce horních končetin při výskoku

Dle Feltnera et al. (1998) horní končetiny napomáhají akceleraci pohybu směrem vzhůru. Významnou roli hrají především při odrazové fázi, kdy facilitují extenzi v kyčelních kloubech a extenzi trupu. Bez použití horních končetin se při výskoku zvyšují nároky na extenzory kolenních kloubů a zvyšuje se doba odrazové fáze. Propulze dolních končetin je zpomalena a výsledná výška skoku je snížena. Dle Le

Pellec (1999) má zapojení horních končetin při výskoku také významný vliv na stabilitu.

1.4.2.3 Změny ve stereotypu výskoku ze sedu u pacientů po cévní mozkové příhodě

Aby byly při výskoku svaly koordinovány, je nutná motorická kontrola neporušené centrální nervové soustavy (CNS) (Brijesh and Lane, 2000). Pokud tato kontrola chybí, je narušena především ko-kontrakce mezi antagonisty (Gianikellis, 2001). Dle Le Pellec (1999) je pro provedení výskoku je nutná motorická koordinace především mezi m. tibialis anterior a m. soleus. Po CMP však mezi těmito svaly dochází k dyskoordinaci, m. soleus zvyšuje svou aktivitu, zatímco m. tibialis anterior je utlumen (Cheng et al. (2004). Dle Prokopowa (2005) je provedení vertikálního skoku velice citlivé na přesný timing svalů. Jakékoliv narušení motorického řízení se projeví posunem v zapojení jednotlivých nebo celých skupin svalů, což následně vede ke změně provedení a ke snížení výšky výskoku. U pacientů s hemiparézou je především narušena 2. fáze, kdy má změna timingu v zapojení svalů vliv na akceleraci pohybu. Provedení výskoku trvá u těchto pacientů déle (Gianikellis et al., 2001). Výskok také klade velké požadavky na udržení rovnováhy (Le Pellec, 1999). Po CMP dochází ke zhoršení rovnováhy, změní se zatížení dolních končetin a pacienti jsou ukloněni směrem k paretické straně (Stam et al., 2008). Zhoršení rovnováhy a změna zatížení dolních končetin ovlivňuje všechny fáze výskoku (Gianikellis et al., 2001).

1.5 Povrchová elektromyografie a akcelerometrie

1.5.1 Povrchová elektromyografie a její využití ve fyzioterapii

Polyelektromyografie (PEMG) je neinvazivní elektrofyziologická metoda, která hodnotí stav kosterních svalů a jejich řízení nervovým systémem (Kolář et al., 2009). Klinicky je využívána jako pomocný diagnostický prostředek u neuromuskulárních poruch (Rodová, Mayer, Janura, 2001). PEMG pomocí povrchových elektrod provádí záznam ze čtyř, osmi nebo šestnácti kanálů a zaznamenává tak elektrické potenciály současně několika svalů (Trojan, 2005). Zdrojem PEMG signálu je transmembránový proud ze sarkolemy, který je vytvářen iontovou výměnou na membráně během svalové

kontrakce. Záznam se nazývá elektromyogram a má podobu interferenčního vzorce, který se vytváří překrytím sumačního potenciálu většího počtu motorických jednotek (Rodová, Mayer, Janura, 2001).

Výsledný diferenciálně zesílený PEMG signál je matematicky zpracován. Metodami jako rektifikace (tj. negativní fáze PEMG signálu se převede na absolutní hodnoty), vyhlazení (tj. náhodné vrcholy PEMG signálu jsou odstraněny), filtrace (tj. odstranění případných pohybových artefaktů, které se vyskytují v nízkém nebo vysokém pásmu), normalizace (tj. vztažení hodnot ke standardu) atd. se získají kvantitativní parametry, které lze dále porovnávat (Kolář et al., 2009; Konrad, 2005).

Mezi výhody PEMG patří neinvazivnost a relativně jednoduchý postup provedení detekce. Nevýhodou je, že parametry PEMG signálu mohou být zkresleny řadou faktorů. Jedná se o faktory metodického postupu při detekci a zpracování signálu, ale i o faktory fyziologické (např. počet detekovaných motorických jednotek, typ a průměr svalových vláken, vlastnosti měkkých tkání, EKG artefakty apod.) (Konrad, 2005; Rodová, Mayer, Janura, 2001).

PEMG má ve fyzioterapii široké využití při zkoumání neuromuskulární aktivace v průběhu zajištění postury, funkčních pohybů, vlivu terapie nebo tréninku (Konrad, 2005). Kolář et al. (2009) uvádí, že ve fyzioterapii je PEMG významným ukazatelem svalové koordinace, síly vyvinuté svalovou kontrakcí a míry svalové kontrakce.

1.5.2 Akcelerometrie a jejich využití ve fyzioterapii

Pro komplexní analýzu pohybu se využívá kombinace PEMG s dalšími objektivizačními metodami jako dynamometrie, goniometrie, inklinometrie a akcelerometrie (Trojan, 2005).

Akcelerometr je senzor, který měří gravitační zrychlení tělesných segmentů. Dokáže měřit zrychlení až 16 G. Může provádět měření zároveň ve třech dimenzích, tj. v sagitální, frontální a transverzální rovině. Akcelerometr se na měřený segment přichycuje lepicí páskou nebo speciálním popruhem. Ve fyzioterapii se využívá především pro analýzu chůze a běhu nebo např. u tremoru (Anonymous, 2009).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cílem diplomové práce bylo objektivizovat vliv kinesio tapingu na změnu chování svalů v oblasti ramenního pletence u pacientů po cévní mozkové příhodě. Konkrétními dílčími cíli bylo zjistit změny aktivace svalů paretického a zdravého ramenního pletence a vliv na dynamiku paretické paže při vstávání ze sedu a výskoku, před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vědecká otázka 1

Jak ovlivňuje aplikace kinesio tapingu na paretickém ramenním pletenci u pacientů po cévní mozkové příhodě velikost aktivace svalů paretického ramenního pletence při vstávání ze sedu a výskoku?

H₀1 Není rozdíl ve velikosti aktivace m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior paretického ramenního pletence při vstávání ze sedu před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

H₀2 Není rozdíl ve velikosti aktivace m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior paretického ramenního pletence při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

H₀3 Není rozdíl ve velikosti aktivace m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior mezi paretickým a zdravým ramenním pletencem při vstávání ze sedu před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

H₀4 Není rozdíl ve velikosti aktivace m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior mezi paretickým a zdravým ramenním pletencem při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

Vědecká otázka 2

Jak ovlivňuje aplikace kinesio tapingu na paretickém ramenním pletenci u pacientů po cévní mozkové příhodě dynamiku paretické horní končetiny při vstávání ze sedu a výskoku?

H₀5 Není rozdíl v gravitačním zrychlení paretické horní končetiny při vstávání ze sedu před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

H₀6 Není rozdíl v gravitačním zrychlení paretické horní končetiny při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

3 MEDODA VÝZKUMU

3.1 Metodika měření

Výzkum k diplomové práci se zabýval, jaký má kinesio taping ramenního pletence hemiparetiků vliv na svalovou aktivitu ramenního pletence a na dynamiku paretické paže během aktivit vstávání ze sedu a výskoku. Každý proband byl měřený vždy třikrát – bez kinesio tapu, bezprostředně po jeho aplikaci a s odstupem tří dnů od zatapování. Obě aktivity byly při každém měření provedeny třikrát za sebou.

Před vlastním měřením podepsal každý proband informovaný souhlas, ve kterém byl seznámen s průběhem a účelem měření (viz Příloha 1, str. 80). Poté byla odebrána anamnéza zaměřená na získání informací o aktuálním stavu a o dřívějších neurologických, traumatologických a ortopedických stavech, které by mohly ovlivnit výsledky měření. U každého probanda byl provedený kineziologický rozbor zaměřený na cíle výzkumu.

Jako metoda měření byla zvolena povrchová elektromyografie synchronizovaná s videozáznamem, inklinometrie a akcelerometrie (viz Příloha 2, str. 81). Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Rehabilitačního oddělení Fakultní nemocnice Olomouc.

Kinesio taping aplikoval certifikovaný fyzioterapeut, zatapovány byly tyto svaly: m. pectoralis major, m. biceps brachii, m. deltoideus a tzv. tape „scapula“, který zahrnuje mm. rhomboidei, střední a dolní vlákna m. trapezius, m. serratus anterior, m. latissimus dorsi a m. supraspinatus (viz Příloha 2, str. 81).

Průběh studie byl schválen Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci.

3.2 Charakteristika výzkumného souboru

Do výzkumného souboru bylo zahrnuto celkem 12 probandů. Jednalo se o hemiparetické pacienty, muže i ženy, po první cévní mozkové příhodě. Ischemická cévní mozková příhoda musela proběhnout v povodí a. cerebri media s deficitem na dominantní horní končetině. Bylo změřeno šest probandů s pravostrannou a šest

s levostrannou hemiparézou. Všichni probandi byli vigilní, orientovaní, spolupracující, avšak tři z nich trpěli zpomaleným psychomotorickým tempem. Jeden proband po druhém měření z výzkumu odstoupil. Mezi požadavky na probandy byla schopnost samostatného přechodu ze sedu do stoje a schopnost samostatného stabilního stoje po dobu minimálně 60 sekund bez kompenzačních pomůcek. Mezi vylučovací kritéria z výzkumu byla přítomnost neglekt syndromu, subluxace, dřívější úraz nebo operace ramenního kloubu, psychické poruchy, popřípadě další neurologická, traumatologická nebo ortopedická postižení.

Průměrný počet dnů od vzniku cévní mozkové příhody byl $42,3 \pm 49,8$; průměrný věk byl $54,3 \pm 8$; průměrná výška byla $178,3 \pm 5,8$; průměrná váha byla $85,6 \pm 12,9$ (viz Příloha 3, str. 82).

3.3 Klinické vyšetření a kineziologický rozbor

Před prvním a před třetím - závěrečným měřením byl proveden kineziologický rozbor (viz Příloha 3, str. 80). Na postižené končetině byla v porovnání se zdravou stranou vyšetřena funkční hybnost, dále trofika, tonus, stupeň spasticity m. biceps brachii dle Ashworthovy modifikované škály, reflexy, čítí, pyramidové jevy paretické a spastické a mozečkové příznaky. Pomocí goniometru byly zjištěny aktivní a pasivní rozsahy ramenních kloubů. Dále byl vyšetřen skapulohumerální rytmus, joint play sternoklavikulárních, akromioklavikulárních a glenohumerálních kloubů a jemná motorika akra. Vyšetření zahrnovalo i stabilitu sedu a stoje. Některá vyšetření byla zaznamenána kamerou nebo fotoaparátem.

3.4 Postup měření

3.4.1 Čištění kůže a lepení elektrod

V místě vyšetřovaného svalu byla kůže očištěna abrazivní pastou, omyta vlhkým a osušena suchým ručníkem. Na základě palpace během izometrické aktivity byly do střední linie svalového břicha umístěny dvě snímací elektrody 1 cm vzdálené od sebe. Elektrody byly za sebou umístěny paralelně s průběhem svalových vláken, jejich detekční povrch byl nalepen kolmo na průběh svalových vláken. Poté byly na elektrody aplikovány příslušné svody. Zemnicí elektroda byla nalepena

na processus spinosus C7. Správné umístění elektrod a snímání aktivity jednotlivých svalů bylo ověřeno izometrickou aktivací jednotlivých svalů. Poté byly páskou ke kůži přilepeny zesilovače jednotlivých svodů.

Elektrickou aktivitu níže uvedených svalů snímal šestnáctikanálový elektromyografický přístroj MyoResearch XP Master Edition verze 1.07.09 od firmy Noraxon USA Inc. s počítačovým softwarem MyoVideo:

1. kanál: pars descendens m. trapezii sin.
2. kanál: pars descendens m. trapezii dx.
3. kanál: mediální část m. deltoideus sin.
4. kanál: mediální část m. deltoideus dx.
5. kanál: caput mediale m. tricipitis brachii sin.
6. kanál: caput mediale m. tricipitis brachii dx.
7. kanál: pars sternocostalis m. pectoralis majoris sin.
8. kanál: pars sternocostalis m. pectoralis majoris dx.
9. kanál: m. serratus anterior sin.
10. kanál: m. serratus anterior dx.

3.4.2 Příprava senzorů

K měření byl také využit akcelerometr a dva inklinometry.

Akcelerometry byly lepicími páskami přilepeny nad pravý a levý laterální epikondyl humeru v poloze 90° v loketním kloubu. Ověření jejich aktivity bylo provedeno flektováním horních končetin v ramenních kloubech z neutrální polohy. Měření probíhalo ve dvou osách – v ose x a y. Osa x zaznamenávala gravitační zrychlení ve ventro – dorzálním směru a osa y zaznamenávala gravitační zrychlení v kranio – kaudálním směru.

Inklinometr byl lepicími páskami přilepen k předem vypalpovanému processus spinosus Th1. Ověření jeho aktivity probíhalo vychýlením probandů z vertikály.

3.4.3 Aplikace kinesio tapingu

Na m. pectoralis major byla použita technika „Y“ s délkou tapu akromion – apex sterni. Šířka pásky byla 2,5 cm. Výchozí polohou byl vzpřímený sed. Baze pásky byla aplikována na akromion v nulovém postavení v ramenním kloubu. Klavikulární část byla vedena těsně pod klavikulou k počátku m. pectoralis major. Nalepení kinesio tapingu proběhlo v maximální extenzi, abdukci a vnitřní rotaci v ramenním kloubu. Abdominální část byla lepena v postavení maximální flexi, abdukci a zevní rotaci v ramenním kloubu na abdominální vlákna svalu. Nalepení pásky probíhalo bez použití tahu.

Na m. biceps brachii byla použita technika „I“ s délkou tapu akromion – loketní kloub. Šířka pásky byla 5 cm. Výchozí polohou byl vzpřímený sed s ramenním kloubem v extenzi a zevní rotaci, loketním kloubem v extenzi a předloktím ve středním postavení. Baze kinesio tapingu byla umístěna na akromion, odtud byl tape bez tahu nalepen až k úponu m. biceps brachii.

Na m. deltoideus byla použita technika „Y“ o délce tapu akromion – tuberositas deltoidea humeri. Délka pásky byla 2,5 cm. Výchozí polohou byl vzpřímený sed s nulovým postavením v ramenním kloubu. Baze kinesio tapingu byla umístěna na tuberositas deltoidea humeri, přední koncová část byla bez tahu nalepena v maximální extenzi a zevní rotaci v ramenním kloubu. Zadní koncová část byla bez tahu nalepena v horizontální addukci a vnitřní rotaci v ramenním kloubu.

Tape „scapula“ byl aplikován technikou „Y“ s délkou tapu akromion – angulus inferior scapulae – dolní Th páteř. Šířka pásky byla 2,5 cm. Výchozí polohou byl vzpřímený sed s nulovým postavením v ramenním kloubu. Baze kinesio tapingu byla nalepena v oblasti dolní Th páteře – dolního úhlu lopatky, odtud byly obě koncové části 50 % tahem vedeny kolem mediálního a laterálního okraje lopatky směrem k akromionu.

3.4.4 Testované aktivity a vlastní průběh měření

Pro výzkum byly vybrány dvě aktivity – vstávání ze sedu a výskok. Obě byly každému probandovi vysvětleny a předvedeny, poté byli probandi požádáni o vykonání každé z aktivit třikrát za sebou.

Aktivita vstávání ze sedu byla prováděna na nastavitelné židli, aby u každého probanda byla zachována stejná výchozí poloha, tj. napřímený trup a hlava, horní končetiny volně spuštěné podél trupu. Dolní končetiny abdukovány na šířku pánve, v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech byl úhel 90°. Každý z probandů se měl za úkol zapojit do vstávání ze sedu horní končetiny – měly mu pomoci „vyhoupnout se“ do vertikály.

Výchozí polohou pro výskok byl vzpřímený stoj, dolní končetiny na šířku pánve. Poté byly flektovány dolní končetiny a trup, došlo ke snížení těžiště, horní končetiny byly extendovány. Následoval odraz a rychlou elevací horních končetin došlo k samotnému výskoku. I u této aktivity byly probandi požádáni, aby si do výskoku zapojili horní končetiny.

3.4.5 Zpracování elektromyografického signálu

Ke zpracování snímaných signálů byl použit program MyoResearch XP Master Edition 1.07.09. Surový elektromyografický záznam byl zrektifikován a vyhlazen pomocí parametru Root Mean Square (RMS) o hodnotě 25 milisekund. Artefakty srdeční aktivity byly odstraněny elektrokardiografickou redukcí záznamu.

3.4.6 Vyhodnocení elektromyografického signálu

Nejprve byly vyhodnoceny hodnoty klidového elektromyografického záznamu všech měřených svalů aplikací „Average Activation“, kdy byla určena velikost průměrné klidové svalové aktivity. Z té byla vypočítána směrodatná odchylka (SMODCH). Z těchto parametrů byla vypočítána aktivační hodnota (AH) ze vzorce: $AH = MEAN + 2 \times SMODCH$, která u každého svalu sloužila k normalizaci svalové aktivity během aktivit vstávání ze sedu a výskoku.

Poté byly k vyhodnocení vybrány úseky z tří po sobě jdoucích opakování každé z aktivit. Úseky byly u každého z probanda individuálně dlouhé. Vstávání ze sedu bylo hodnocené jako celek – úsek začínal sedem a končil stojem. Vyhodnocovaný úsek při výskoku začínal stojem a končil nejvyšším dosaženým bodem v letové fázi. Tyto tři úseky u obou aktivit byly počítačově analyzovány v aplikaci „Average Activation“ a číselné hodnoty byly dále zpracovány v programu Microsoft Excel. Průměrná

hodnota svalové aktivity jednotlivých měřených svalů během tří opakování každé z aktivit byla vydělena aktivační hodnotou. K vyhodnocení dat z akcelerometrie byly vybrány pouze průměrné hodnoty gravitačního zrychlení z paretické horní končetiny. Jednotka gravitačního zrychlení je g ($g = 9,82 \text{ m/s}^2$). Takto upravená data byla statisticky zpracována.

3.4.7 Statistické zpracování dat

K ověření platnosti hypotéz byl použit statistický software SPSS verze 15. Vzhledem k nenormální distribuci naměřených hodnot a malému počtu měření byl k testování použit neparametrický Wilcoxonův párový test a při statistickém zpracování se pracuje s mediánem maximálních hodnot. K ověření normality dat byl použit test Shapiro-Wilk. Testy byly dělány na hladině signifikance 0,05.

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky k vědecké otázce 1

Vědecká otázka 1 zněla: „**Jak ovlivňuje aplikace kinesio tapingu na paretickém ramenním pletenci u pacientů po cévní mozkové příhodě velikost aktivace svalů paretického ramenního pletence při vstávání ze sedu a výskoku?**“

Vědecká otázka byla řešena ve čtyřech hypotézách (H_{01} - H_{04}), kdy se hodnotili rozdíly ve velikosti aktivace m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior paretické a zdravé strany při vstávání ze sedu a výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

4.1.1 Výsledky k hypotéze H_{01}

Hypotéza H_{01} , která zní: „**Není rozdíl ve velikosti aktivace m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior paretického ramenního pletence při vstávání ze sedu před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.**“ se na základě statistického vyhodnocení zamítá pro **m. triceps brachii**. Pro m. trapezius, m. deltoideus m. pectoralis major a m. serratus anterior nelze hypotézu zamítnout.

Při vstávání ze sedu prokázal Wilcoxonův párový test u svalu m. triceps brachii signifikantně vyšší svalovou aktivitu tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání s velikostí svalové aktivity bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, medián aktivity 2,83 vs. 4,43). Hladina signifikance testu $p = 0,010 (< 0,05)$.

Hladině signifikance se přiblížil m. serratus anterior, a to tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání s velikostí svalové aktivity bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, medián aktivity 1,283 vs. 1,999). Hladina signifikance testu $p = 0,062 (> 0,05)$.

Výsledky pro ověření hypotézy H_{01} jsou uvedeny v tabulce výsledky testových statistik (Tabulka 1). Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu svalových

aktivit je uvedeno v Tabulce 2. Grafy mediánu svalových aktivit jsou uvedeny v Příloze (viz Příloha 5, str. 87)

Tabulka 1 Výsledky testových statistik pro veličiny svalové aktivity při vstávání ze sedu.

Název svalu a číslo měření	Z	p
Trap 1 x Trap 2	0,000	1,000
Trap 1 x Trap 3	-0,889	1,000
Trap 2 x Trap 3	-1,956	0,151
Del 1 x Del 2	-1,647	0,298
Del 1 x Del 3	0,000	1,000
Del 2 x Del3	-1,245	0,640
Tric 1 x Tric 2	-0,863	1,000
Tric 1 x Tric 3	-2,045	0,123
Tric 2 x Tric 3	-2,934	0,010
Pec 1 x Pec 2	-0,471	1,000
Pec 1 x Pec 3	-1,067	0,858
Pec 2 x Pec 3	-0,267	1,000
Ser 1 x Ser 2	-0,314	1,000
Ser 1 x Ser 3	-1,600	0,329
Ser 2 x Ser 3	-2,312	0,062

Legenda k Tabulce 1: Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 2 Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu svalových aktivit při vstávání ze sedu.

Název svalu a číslo měření	% zvýšení nebo snížení mediánu svalové aktivity
Trap 1 x Trap 2	+23
Trap 1 x Trap 3	+13
Trap 2 x Trap 3	-9
Del 1 x Del 2	-29
Del 1 x Del 3	+97
Del 2 x Del3	+175
Tric 1 x Tric 2	-3
Tric 1 x Tric 3	+53
Tric 2 x Tric 3	+57
Pec 1 x Pec 2	+1
Pec 1 x Pec 3	-8
Pec 2 x Pec 3	-8
Ser 1 x Ser 2	+19
Ser 1 x Ser 3	+85
Ser 2 x Ser 3	+56

Legenda k Tabulce 2: Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, + – zvýšení mediánu svalové aktivity, - – snížení mediánu svalové aktivity.

4.1.2 Výsledky k hypotéze H₀₂

Hypotéza H₀₂, která zní: „**Není rozdíl ve velikosti aktivace m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior paretického ramenního pletence při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.**“ se na základě statistického vyhodnocení zamítá pro **m. trapezius**. Pro m. triceps brachii, m. deltoideus m. pectoralis major a m. serratus anterior nelze hypotézu zamítnout.

Při výskoku prokázal Wilcoxonův párový test u svalu m. trapezius signifikantně vyšší svalovou aktivitu tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání se svalovou

aktivitou bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, medián aktivity 1,96 vs. 3,27). Hladina signifikance testu $p = 0,018$ ($< 0,05$).

Výsledky pro ověření hypotézy H_02 jsou uvedeny v tabulce výsledky testových statistik (Tabulka 3). Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu svalových aktivit je uvedeno v Tabulce 4. Grafy mediánu svalových aktivit jsou uvedeny v Příloze (viz Příloha 6, str. 89)

Tabulka 3 Výsledky testových statistik pro veličiny svalové aktivity při výskoku.

Název svalu a číslo měření	Z	p
Trap 1 x Trap 2	-0,235	1,000
Trap 1 x Trap 3	-1,423	0,465
Trap 2 x Trap 3	-2,756	0,018
Del 1 x Del 2	-1,412	0,474
Del 1 x Del 3	-0,178	1,000
Del 2 x Del3	-0,800	1,000
Tric 1 x Tric 2	-0,471	1,000
Tric 1 x Tric 3	-0,711	1,000
Tric 2 x Tric 3	0,000	1,000
Pec 1 x Pec 2	-0,628	1,000
Pec 1 x Pec 3	0,000	1,000
Pec 2 x Pec 3	-0,089	1,000
Ser 1 x Ser 2	-1,098	0,816
Ser 1 x Ser 3	-1,067	0,858
Ser 2 x Ser 3	-1,698	0,273

Legenda k Tabulce 3: Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 4 Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu svalových aktivit při výskoku.

Název svalu a číslo měření	% zvýšení nebo snížení mediánu svalové aktivity
Trap 1 x Trap 2	+4
Trap 1 x Trap 3	+73
Trap 2 x Trap 3	+68
Del 1 x Del 2	-7
Del 1 x Del 3	-16
Del 2 x Del3	-10
Tric 1 x Tric 2	-5
Tric 1 x Tric 3	+14
Tric 2 x Tric 3	+19
Pec 1 x Pec 2	-17
Pec 1 x Pec 3	+21
Pec 2 x Pec 3	+45
Ser 1 x Ser 2	-11
Ser 1 x Ser 3	+19
Ser 2 x Ser 3	+32

Legenda k Tabulce 4: Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, + – zvýšení mediánu svalové aktivity, - – snížení mediánu svalové aktivity.

4.1.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

Hypotézu H₀₃, která zní: „Není rozdíl ve velikosti aktivace m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior mezi paretickým a zdravým ramenním pletencem při vstávání ze sedu před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.“ na základě statistického vyhodnocení nelze zamítnout.

Výsledky pro ověření hypotézy H₀₃ jsou uvedeny v tabulce výsledky testových statistik (Tabulka 5). Procentuální rozdíly mediánu svalových aktivit paretické strany

ve srovnání se zdravou stranou jsou uvedeny v Tabulce 6. Grafy mediánu svalových aktivit jsou uvedeny v Příloze (viz Příloha 7, str. 91)

Tabulka 5 Výsledky testových statistik pro veličiny svalové aktivity při vstávání ze sedu.

Název svalu, strana a číslo měření	Z	p
Trap PS 1 x Trap ZS 1	-0,078	1,000
Trap PS 2 x Trap ZS 2	-0,628	1,000
Trap PS 3 x Trap ZS 3	-0,445	1,000
Del PS 1 x Del ZS 1	-0,628	1,000
Del PS 2 x Del ZS 2	-0,471	1,000
Del PS 3 x Del ZS 3	-0,356	1,000
Tric PS 1 x Tric ZS 1	-1,961	0,150
Tric PS 2 x Tric ZS 2	-1,255	0,628
Tric PS 3 x Tric ZS 3	-0,356	1,000
Pec PS 1 x Pec ZS 1	-1,334	0,547
Pec PS 2 x Pec ZS 2	0,000	1,000
Pec PS 3 x Pec ZS 3	-1,423	0,465
Ser PS 1 x Ser ZS 1	-1,490	0,408
Ser PS 2 x Ser ZS 2	-0,863	1,000
Ser PS 3 x Ser ZS 3	-0,089	1,000

Legenda k Tabulce 5: PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 6 Procentuální rozdíl mediánu svalové aktivity paretické strany ve srovnání se zdravou stranou při vstávání ze sedu.

Název svalu, strana a číslo měření	% rozdíl v mediánu svalové aktivity PS
Trap PS 1 x Trap ZS 1	-11
Trap PS 2 x Trap ZS 2	+20
Trap PS 3 x Trap ZS 3	+9
Del PS 1 x Del ZS 1	-14
Del PS 2 x Del ZS 2	-26
Del PS 3 x Del ZS 3	+54
Tric PS 1 x Tric ZS 1	-58
Tric PS 2 x Tric ZS 2	-39
Tric PS 3 x Tric ZS 3	+4
Pec PS 1 x Pec ZS 1	-30
Pec PS 2 x Pec ZS 2	-25
Pec PS 3 x Pec ZS 3	-27
Ser PS 1 x Ser ZS 1	-30
Ser PS 2 x Ser ZS 2	-13
Ser PS 3 x Ser ZS 3	+51

Legenda k Tabulce 6: PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, + – zvýšení mediánu svalové aktivity, - – snížení mediánu svalové aktivity.

4.1.4 Výsledky k hypotéze H₀₄

Hypotézu H₀₄, která zní: „**H₀₄ Není rozdíl ve velikosti aktivace m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior mezi paretickým a zdravým ramenním pletencem při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.**“ na základě statistického vyhodnocení nelze zamítnout.

Výsledky pro ověření hypotézy H₀₄ jsou uvedeny v tabulce výsledky testových statistik (Tabulka 7). Procentuální rozdíly mediánu svalových aktivit paretické strany

ve srovnání se zdravou stranou jsou uvedeny v Tabulce 8. Grafy mediánu svalových aktivit jsou uvedeny v Příloze (viz Příloha 8, str. 93)

Tabulka 7 Výsledky testových statistik pro veličiny svalové aktivity při výskoku.

Název svalu, strana a číslo měření	Z	p
Trap PS 1 x Trap ZS 1	-0,392	1,000
Trap PS 2 x Trap ZS 2	-0,549	1,000
Trap PS 3 x Trap ZS 3	-0,978	0,984
Del PS 1 x Del ZS 1	-0,706	1,000
Del PS 2 x Del ZS 2	-0,549	1,000
Del PS 3 x Del ZS 3	-1,067	0,858
Tric PS 1 x Tric ZS 1	-0,392	1,000
Tric PS 2 x Tric ZS 2	-1,177	0,718
Tric PS 3 x Tric ZS 3	-0,711	1,000
Pec PS 1 x Pec ZS 1	-0,706	1,000
Pec PS 2 x Pec ZS 2	-0,471	1,000
Pec PS 3 x Pec ZS 3	-0,089	1,000
Ser PS 1 x Ser ZS 1	-0,157	1,000
Ser PS 2 x Ser ZS 2	-0,549	1,000
Ser PS 3 x Ser ZS 3	-0,711	1,000

Legenda k Tabulce 7: PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 8 Procentuální rozdíl mediánu svalové aktivity paretické strany ve srovnání se zdravou stranou při vstávání ze sedu.

Název svalu, strana a číslo měření	% rozdíl v mediánu svalové aktivity PS
Trap PS 1 x Trap ZS 1	-6
Trap PS 2 x Trap ZS 2	-7
Trap PS 3 x Trap ZS 3	+47
Del PS 1 x Del ZS 1	-1
Del PS 2 x Del ZS 2	+69
Del PS 3 x Del ZS 3	+34
Tric PS 1 x Tric ZS 1	-19
Tric PS 2 x Tric ZS 2	+194
Tric PS 3 x Tric ZS 3	+23
Pec PS 1 x Pec ZS 1	+6
Pec PS 2 x Pec ZS 2	-25
Pec PS 3 x Pec ZS 3	+14
Ser PS 1 x Ser ZS 1	+18
Ser PS 2 x Ser ZS 2	+15
Ser PS 3 x Ser ZS 3	+13

Legenda k Tabulce 8: PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, + – zvýšení mediánu svalové aktivity, - – snížení mediánu svalové aktivity.

4.2 Výsledky k vědecké otázce 2

Vědecká otázka 2 zněla: „**Jak ovlivňuje aplikace kinesio tapingu na paretickém ramenním pletenci u pacientů po cévní mozkové příhodě dynamiku paretické horní končetiny při vstávání ze sedu a výskoku?**“

Vědecká otázka byla řešena ve dvou hypotézách (H_05 - H_06), kdy se hodnotili rozdíly v gravitačním zrychlení paretické horní končetiny v ose x a ose y při vstávání ze sedu a výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

4.2.1 Výsledky k hypotéze H₀₅

Hypotézu H₀₅, která zní: „Není rozdíl v gravitačním zrychlení paretické horní končetiny při vstávání ze sedu před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.“ na základě statistického vyhodnocení nelze zamítnout.

Výsledky pro ověření hypotézy H₀₅ jsou uvedeny v tabulce výsledky testových statistik (Tabulka 9) Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu zrychlení je uvedeno v Tabulce 10. Graf mediánu zrychlení je uveden v Příloze (viz Příloha 9, str. 95).

Tabulka 9 Výsledky testových statistik pro gravitační zrychlení paretické horní končetiny v ose x a y při vstávání ze sedu.

osa a číslo měření	Z	p
X 1 vs. X 2	-1,726	0,253
X 1 vs. X 3	-1,423	0,465
X 2 vs. X 3	-1,067	0,858
Y 1 vs. Y2	-1,255	0,628
Y 1 vs. Y 3	-1,778	0,226
Y 2 vs. Y 3	-1,156	0,743

Legenda k Tabulce 9: 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 10 Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu zrychlení paretické horní končetiny v ose x a y při vstávání ze sedu.

osa a číslo měření	% zvýšení mediánu zrychlení
X 1 vs. X 2	+15
X 1 vs. X 3	+32
X 2 vs. X 3	+16
Y 1 vs. Y2	+15
Y 1 vs. Y 3	+53
Y 2 vs. Y 3	+33

Legenda k Tabulce 10: 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, + – zvýšení mediánu gravitačního zrychlení.

4.2.2 Výsledky k hypotéze H₀₆

Hypotézu H₀₆, která zní: „**Není rozdíl v gravitačním zrychlení paretické horní končetiny při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.**“ na základě statistického zpracování nelze zamítnout.

Hladině signifikance se přiblížily hodnoty gravitačního zrychlení v ose x, a to tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 3. měření, medián zrychlení 0,0422 vs. 0,598). Hladina signifikance testu $p = 0,099 (> 0,05)$. Stejně tomu tak bylo pro gravitační zrychlení v ose y tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 3. měření, medián zrychlení 0,0387 vs. 0,570). Hladina signifikance testu $p = 0,099 (> 0,05)$.

Výsledky pro ověření hypotézy H₀₆ jsou uvedeny v tabulce testových statistik (Tabulka 11). Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu zrychlení je uvedeno v Tabulce 12. Graf mediánu zrychlení je uveden v Příloze (viz Příloha 10, str. 96).

Tabulka 11 Výsledky testové statistiky pro gravitační zrychlení paretické horní končetiny v ose x a y při výskoku.

osa a číslo měření	Z	p
X 1 vs. X 2	-1,334	0,547
X 1 vs. X 3	-2,134	0,099
X 2 vs. X 3	-1,600	0,329
Y 1 vs. Y2	-1,726	0,253
Y 1 vs. Y 3	-2,134	0,099
Y 2 vs. Y 3	-1,334	0,547

Legenda k Tabulce 11: 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 12 Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu zrychlení paretické horní končetiny v ose x a y při výskoku.

osa a číslo měření	% zvýšení nebo snížení mediánu zrychlení
X 1 vs. X 2	-6
X 1 vs. X 3	+42
X 2 vs. X 3	+50
Y 1 vs. Y2	+8
Y 1 vs. Y 3	+48
Y 2 vs. Y 3	+37

Legenda k Tabulce 12: 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, + – zvýšení mediánu gravitačního zrychlení, - – snížení mediánu gravitačního zrychlení.

5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je zhodnotit výsledky měření, kriticky zhodnotit metodiku práce a upozornit na poznatky získané z vlastních výsledků měření a jejich konfrontace s dosavadními studii, které se zabývají podobnou problematikou.

Hlavním cílem diplomové práce bylo objektivizovat vliv kinesio tapingu na změnu chování svalů v oblasti ramenního pletence u pacientů po cévní mozkové příhodě a vliv na dynamiku paretické paže při vstávání ze sedu a výskoku. Jako výzkumný soubor byli zvoleni pacienti po ischemické cévní mozkové příhodě v povodí a. cerebri media, protože právě u nich je dominantní postižení horní končetiny. Snažili jsme se vybrat homogenní výzkumný soubor - jedince přibližně stejného věku ($54,3 \pm 8$) a v přibližně stejném časovém intervalu od vzniku cévní mozkové příhody ($42,3 \pm 49,8$). U všech testovaných se jednalo o první iktové postižení a všichni měli negativní anamnézu týkající se paretického ramenního pletence, čímž se vyloučilo ovlivnění výsledných dat. Výzkumný soubor tvořilo celkem dvanáct jedinců.

Kinesio taping aplikoval certifikovaný fyzioterapeut, zatačovány byly tyto svaly: m. pectoralis major, m. biceps brachii, m. deltoideus a tzv. tape „scapula“, který zahrnuje mm. rhomboidei, střední a dolní vlákna m. trapezius, m. serratus anterior, m. latissimus dorsi a m. supraspinatus. Na m. pectoralis major je po cévní mozkové příhodě často přítomna spasticita, čímž ovlivňuje polohu lopatky a tím funkci paretické horní končetiny. Tento sval byl zatačován pro inhibici případné spasticity a ke zlepšení jeho zapojení do funkce horní končetiny. M. biceps brachii má po cévní mozkové příhodě také tendenci ke spasticitě. Tento sval byl pro zatačování zvolen k inhibici případné spasticity a ke zlepšení stabilizační funkce caput longum, která brání anteriornímu posunu hlavice humeru jako prevence subluxace ramenního kloubu. M. deltoideus bývá po cévní mozkové příhodě často ve funkčním znevýhodnění kvůli spasticitě jeho antagonistů m. trapezius a m. pectoralis major. Pokud je tento sval omezen či vyřazen ze své funkce, je paretický ramenní kloub ohrožen subluxací. Tento sval byl zatačován pro zlepšení své stabilizační funkce a tím ke zlepšení výchozího postavení pletence. Mm. rhomboidei, střední a dolní vlákna m. trapezius, m. serratus anterior, m. latissimus dorsi a m. supraspinatus byly zatačovány společně. Taping měl

podpořit jejich funkční zapojení – zlepšit koordinované posturální synergie trupu, hlavy a pletenců a zlepšit svalový závěs paretického ramenního pletence (Jaraczewska and Long, 2006; Schusterová et al., 2004; Yasukawa et al., 2006; Kase et al., 2003).

Pro zhodnocení velikosti svalové aktivity byly, vzhledem ke svému funkčnímu vztahu k ramennímu pletenci, zvoleny m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior paretické a zdravé strany. M. trapezius pars descendens byl pro měření vybrán jako sval propojující hlavu s osovým orgánem. Horní část m. trapezius elevuje ramenní pletenec a extenduje hlavu proti šíji. Mediální část m. deltoideus byla vybrána pro svou abdukční komponentu, tento sval také jako celek stabilizuje hlavici humeru v jamce. Caput mediale m. tricipitis brachii byla vybrána jako extenzor loketního kloubu. Pars costosternalis m. pectoralis majoris provádí extenzi, addukci, horizontální flexi a vnitřní rotaci v ramenním kloubu. Tento sval byl vybrán pro jeho funkční propojení mezi trupem a horní končetinou. M. serratus anterior propojuje žebra s lopatkou, podílí se na abdukci paže, fixuje a rotuje lopatku dolním úhlem laterálně a jeho horní část umožní elevaci paže nad horizontálu (Véle, 1997).

Pacienti byli měřeni vždy třikrát – před aplikací kinesio tapingu, bezprostředně po aplikaci a tři dny od aplikace ve dvou aktivitách – vstávání ze sedu a výskoku. Při měření nás zajímalo, jestli se svalová aktivita a gravitační zrychlení během vstávání ze sedu a výskoku změni bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu, tj. porovnávali jsme velikost svalové aktivity a gravitačního zrychlení bez aplikace kinesio tapingu a bezprostředně po (1. a 2. měření). Na okamžitý efekt kinesio tapingu zaměřili své studie Soyly et al. (2011) a Hsu et al. (2009). Soyly et al. ve své studii zkoumali vliv kinesio tapingu na m. masseter u zdravých jedinců. Výsledky jejich studie dokazují, že bezprostředně po aplikaci dochází ke zvýšení síly a vytrvalosti svalu. Hsu et al. se zaměřili na objektivizaci krátkodobého vlivu skapulárního kinesio tapingu u pacientů s impingement syndromem na ramenní pletenec. Jejich výsledky se shodují se Soyly et al., že bezprostředně po aplikaci dochází ke zvýšení velikosti aktivity vybraných svalů ramenního pletence. Dále nás zajímalo porovnání velikosti svalové aktivity a gravitačního zrychlení bez kinesio tapingu a tři dny od aplikace (1. a 3. měření), kdy jsme vzhledem k déletrvajícím působení tapingu předpokládali nejvýraznější výsledky. Nakonec jsme porovnávali změny ve velikosti svalové aktivity a gravitačního zrychlení bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu a tři dny

od aplikace (2. a 3. měření). Minimálně tři denní působení kinesio tapingu doporučují Kase et al. (2003) a Thelen et al. (2008). Kase et al. se ve své knize zmiňuje, že po třech dnech od aplikace dochází v měkkých tkáních ke změnám, zlepšuje se funkce svalu, dochází ke zvýšení prokrvení a lymfatické drenáže a apod. Thelen et al. zjistili, že po tří denní aplikaci dochází ke snížení funkční bolestivosti ramenního kloubu a zvyšují se pohybové možnosti tohoto kloubu.

Vstávání ze sedu bylo jako aktivita pro měření zvoleno především proto, že je to jedna z nejběžnějších aktivit každodenního života. Vstávání ze sedu je prováděno v různých kontextech, např. vstávání z postele, z toalety, od stolu apod. (Schenkman, 1990). Tato aktivita je předstupeň pro dosažení nezávislé mobility ve vertikále a výrazný faktor kvalitního života. Nezávislé provedení této aktivity má významný vliv na funkční zotavení horní končetiny a ruky (Raine et al., 2009). Horní končetiny napomáhají pohybu dopředu a vzhůru a určují moment zvednutí ze sedu (Smékal et al., 2005). Funkční zapojení horních končetin do vstávání ze sedu je významné pro udržení stability a facilituje propulzi dolních končetin (Shepard and Gentile, 1994). Po CMP dochází k narušení zapojení horní končetiny do aktivity a může tak přechod do stoje i znemožnit (Raine et al., 2009). Výskok byl pro měření zvolen jako komplexní aktivita, při které musí svaly horních a dolních končetiny vyvinout dostatečnou sílu k překonání gravitace. V biomechanice se výskok řadí mezi odrazy, což je základní činnost, bez které by nemohly být realizovány aktivity jako chůze a běh (Janura, 2007). Anticipatorní svalové nastavení před výskokem je stejné jako před zahájením chůze. Horní končetiny hrají během výskoku významnou roli především v odrazové fázi, kdy svou aktivitou facilitují svaly dolních končetin. Jejich zapojení do aktivity je významné i z hlediska udržení stability (Le Pellec, 1999; Feltner et al., 1998).

5.1 Diskuze k vědecké otázce 1

Vědecká otázka 1 zněla: „Jak ovlivňuje aplikace kinesio tapingu na paretickém ramenním pletenci u pacientů po cévní mozkové příhodě velikost aktivace svalů paretického ramenního pletence při vstávání ze sedu a výskoku?“

Cílem této otázky bylo zjistit, zdali se aplikace kinesio tapingu projeví na velikosti aktivace svalů paretického a zdravého ramenního pletence při vstávání

ze sedu a výskoku bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu a tři dny od aplikace. Ve čtyřech hypotézách (H_{01} - H_{04}) jsme porovnávali velikost svalové aktivace m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior paretické a zdravé strany.

5.1.1 Diskuze k hypotézám H_{01} a H_{02}

V hypotézách H_{01} a H_{02} jsme zkoumali vliv kinesio tapingu na svalovou aktivitu m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior paretické strany při aktivitě vstávání ze sedu a výskoku.

M. trapezius

Zvýšení velikosti svalové aktivity m. trapezius bylo signifikantní při výskoku tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání se svalovou aktivitou bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, medián aktivity 1,96 vs. 3,27, tj. zvýšení mediánu svalové aktivity o 68%). Při výskoku byl patrný nárůst velikosti svalové aktivity také bezprostředně po aplikaci a tři dny od aplikace ve srovnání před aplikací (1. vs. 2. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 4%; 1. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 73%). Při vstávání ze sedu se velikost svalové aktivity zvýšila bezprostředně po aplikaci a tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání velikosti svalové aktivity před aplikací (1. vs. 2. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 23%; 1. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 13%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné.

Po CMP dochází následkem svalových dysbalancí k ovlivnění postury. Zvětšená kyfóza způsobuje, že m. trapezius je ve zkrácení a jeho schopnost vyvolat tah je narušena (Jaraczewska and Long, 2006). Tento sval také může být po CMP spastický a může tak funkčně znevýhodňovat m. deltoideus (Schusterová et al., 2004). Přestože zvýšení mediánů svalových aktivit nebylo statisticky významné, výsledky měření poukazují, že taping „scapula“ vytváří výhodnější podmínky pro funkční zapojení tohoto svalu. Tyto výsledky jsou shodné s výzkumem Jaraczewské a Longa (2006), kteří tvrdí, že kinesio taping aplikovaný na m. trapezius hemiparetické strany zlepšuje postavení lopatky a následně schopnost tohoto svalu generovat sílu. Dále tvrdí,

že kinesio taping zahrnující střední a dolní m. trapesius zlepšuje postavení lopatky, zvyšuje kontraktibilitu a snižuje únavnost tohoto svalu jako celku. Selkowitz et al. (2007) přišli na to, že skapulární kinesio taping u jedinců s impingement syndromem při funkčních aktivitách horní končetiny inhibuje horní vlákna m. trapesius a facilituje jeho dolní vlákna. Ke stejnému zjištění došel i Morin et al. (1997), který svůj výzkum prováděl na jedincích se skapulotorakální dysfunkcí různé etiologie. Cools et al. (2002) ve své studii, kterou prováděl na zdravých jedincích, tvrdí, že skapulární kinesio taping nemá statisticky významný vliv na velikost svalové aktivity m. trapesius při pohybech ramenního pletence.

Tři dny od aplikace kinesio tapingu však došlo při vstávání ze sedu k mírnému snížení velikosti svalové aktivity ve srovnání bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, snížení mediánu svalové aktivity o 9%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné. Tento výsledek může být ovlivněn částečným odlepením kinesio tapingu v oblasti lopatky. Toto odlepení bylo po třech dnech patrné přibližně u třetiny členů výzkumného souboru.

M. deltoideus

U m. deltoideus se při vstávání ze sedu velikost svalové aktivity zvýšila tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání s velikostí svalové aktivity před aplikací a bezprostředně po aplikaci (1. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 97%; 2. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 175%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné.

Jak již bylo výše uvedeno, po CMP dochází následkem svalových dysbalancí k ovlivnění postury. Zvětšená kyfóza způsobuje, že i m. deltoideus je ve zkrácení (Jaraczewska and Long, 2006). Také spasticita m. trapesius může znevýhodňovat m. deltoideus ve své funkci (Schusterová et al., 2004). Tento sval pak není schopen spolu se svaly rotátorové manžety zajistit antero-posteriorní stabilitu ramenního kloubu a dochází k dislokaci humeru ventro-kaudálním směrem a rozvoji subluxe (Kaya, 2010). Dle studií Jaraczewské a Longa (2006) facilituje kinesio taping m. deltoideus jeho aktivitu, což je výhodné jako prevence vzniku subluxe. Pokud jsou k m. deltoideus zatapované i svaly rotátorové manžety, zvyšuje se antero – posteriorní stabilita ramenního kloubu.

Thelen et al. (2008) uvádí, že přímá aplikace kinesio tapingu na sval zvyšuje účinek jeho působení. Během našeho měření však došlo převážně ke snížení velikosti svalové aktivity m. deltoideus, přestože byl tento sval přímo tapován. Bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu došlo při vstávání ze sedu ke snížení velikosti svalové aktivity ve srovnání před aplikací (1. vs. 2. měření, snížení mediánu svalové aktivity o 29%). Snížení velikosti svalové aktivity bylo také patrné při výskoku bezprostředně po aplikaci a tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 2., snížení mediánu svalové aktivity o 7%; 1. vs. 3. měření, snížení mediánu svalové aktivity o 16%) a tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, snížení mediánu svalové aktivity o 10%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné. Toto snížení velikosti aktivity m. deltoideus je však minimální v porovnání s nárůstem uvedeným v prvním odstavci. Výsledky našeho měření ukazují, že antagonistu m. deltoideus - m. pectoralis major nebyl téměř aktivní při aktivitě vstávání ze sedu (viz diskuze k m. pectoralis major, str. 57). Tato situace spolu s přímým tapingem zřejmě napomohla m. deltoideus se zapojit do aktivity. Naopak tomu bylo při výskoku, na m. pectoralis major byl patrný nárůst velikosti svalové aktivity, zatímco na m. deltoideus došlo ke snížení velikosti aktivity. Z výsledků se dá usoudit, že kinesio taping aplikovaný na reciproční dvojice zlepšuje podmínky pro zapojení svalu, který je v dané situaci více aktivní.

M. triceps brachii

Signifikantně vyšší svalová aktivita byla patrná při vstávání ze sedu na m. tricepsu brachii, a to tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání s velikostí svalové aktivity bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, medián aktivity 2,83 vs. 4,43, tj. zvýšení mediánu svalové aktivity o 57%). Ke zvýšení velikosti svalové aktivity bylo u m. triceps brachii patrné také při vstávání ze sedu tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 53%) a při výskoku tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání velikosti svalové aktivity před aplikací a bezprostředně po aplikaci (1. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 14%; 2. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 19%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné.

M. triceps brachii je klíčovou strukturou v rehabilitaci poruch pletencové motoriky. Po CMP je narušena rovnováha svalového napětí ve prospěch spastických svalů se současným funkčním oslabením jejich antagonistů (Schusterová et al., 2004). Spasticita vzniká v predilekčně v určitých svalových skupinách, na horní končetině je typicky spastický m. biceps brachii. Výsledky měření svědčí o tom, že kinesio taping působil na m. biceps brachii inhibičně a umožnil tak jeho antagonistovi m. tricepsu brachii lépe se zapojit do aktivity. Stejně výsledky prokázala ve své studii Yasukawová (2002), která se zabývala vlivem kinesio tapingu na spastické svaly horní končetiny. Podle jejích výsledků kinesio taping snižuje tonus spastických svalů, dochází tak k vyrovnání svalového tonu a ke zlepšení aktivní rovnováhy mezi agonistou a antagonistou.

Naopak mírné snížení velikosti svalové aktivity bylo patrné ve srovnání svalové aktivity před aplikací kinesio tapingu a bezprostředně po aplikaci při vstávání ze sedu (1. vs. 2. měření, snížení mediánu svalové aktivity o 3%) i výskoku (1. vs. 2. měření, snížení mediánu svalové aktivity o 5%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné. Tyto výsledky mohou být ovlivněny únavou pacientů.

M. pectoralis major

Při vstávání ze sedu nebyl patrný téměř žádný rozdíl ve velikosti aktivace m. pectoralis major, nehledě na aplikaci kinesio tapingu (1. vs. 2. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 1%; 1. vs. 3. měření, snížení mediánu svalové aktivity o 8%; 2. vs. 3. měření, snížení mediánu svalové aktivity o 8%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity nebyly statisticky významné. Tyto výsledky mohou být dané tím, že m. pectoralis major není do aktivity vstávání ze sedu primárně zapojen. K ovlivnění velikosti svalové aktivity nedošlo, přestože byl tento sval přímo zatápan.

Při výskoku došlo bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu ke snížení velikosti svalové aktivity ve srovnání před aplikací (1. vs. 2. měření, snížení mediánu svalové aktivity o 17%). Tři dny od aplikace kinesio tapingu došlo ke zvýšení svalové aktivity ve srovnání před aplikací a bezprostředně po aplikaci (1. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 21%; 2. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 45%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné.

Na m. pectoralis major je po cévní mozkové příhodě často přítomna spasticita, čímž ovlivňuje polohu lopatky a tím funkci paretické horní končetiny. Z našich výsledků je patrný trend zlepšení zapojení m. pectoralis major do funkce při výskoku při dlouhodobějším působení kinesio tapingu. Toto působení mohlo být ze strany přímého zatapování tohoto svalu, kdy došlo k inhibici spastického svalu nebo tapingem „scapula“, kdy došlo ke zlepšení podmínek pro funkční zapojení svalu. Murray (2001) ve své studii píše, že kinesio taping aplikovaný na m. pectoralis major a mm. rhomboidei napomůže retrakci lopatky, čímž ovlivní posturální držení a funkci horní končetiny. Svůj výzkum prováděla na jedincích s impingement syndromem různé etiologie.

M. serratus anterior

Velikost svalové aktivity se při vstávání ze sedu zvýšila bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu a tři dny od aplikace ve srovnání před aplikací a tři dny od aplikace ve srovnání bezprostředně po aplikaci (1. vs. 2. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 19%; 1. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 85%; 2. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 56%). Při výskoku se velikost svalové aktivity zvýšila tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací a bezprostředně po aplikaci (1. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 19%; 2. vs. 3. měření, zvýšení mediánu svalové aktivity o 32%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné.

Po CMP často dochází k funkčnímu útlumu m. serratus anterior spastickými antagonisty mm. rhomboidei a m. trapesius (Schusterová et al., 2004). Trend ve zvýšení velikosti svalové aktivity odpovídá výsledkům Yasukawové (2006), která tvrdí, že aplikace kinesio tapingu na paretický m. serratus anterior facilituje jeho funkci a následně tím zlepšuje pohyblivost lopatky. Cools et al. (2002) ve své studii, kterou prováděl na zdravých jedincích, tvrdí, že skapulární kinesio taping nemá statisticky významný vliv na velikost svalové aktivity m. serratus anterior při pohybech ramenního pletence.

Ke snížení velikosti svalové aktivity došlo pouze při výskoku bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 2. měření, snížení mediánu svalové aktivity o 11%). Rozdíl v mediánech svalové aktivity však nebyl statisticky

významný. Tento výsledek může být ovlivněn již zmiňovanou únavou pacientů výzkumného souboru.

5.1.2 Diskuze k hypotézám H₀₃ a H₀₄

V hypotézách H₀₃ a H₀₄ jsme zkoumali vliv kinesio tapingu na svalovou aktivitu m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior paretické a zdravé strany při aktivitě vstávání ze sedu a výskoku.

M. trapezius

Před aplikací kinesio tapingu byla při vstávání ze sedu i při výskoku velikost svalové aktivity m. trapezius na paretické straně nižší ve srovnání se zdravou (1. měření PS vs. 1. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS při vstávání ze sedu -11%, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS při výskoku -6%). Stejně tomu tak bylo při výskoku bezprostředně po aplikaci (2. měření PS vs. 2. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS -7%). Při vstávání ze sedu bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu a tři dny od aplikace se však velikost svalové aktivity na paretické straně zvýšila a přesáhla tak mediány hodnot na straně zdravé (2. měření PS vs. 2. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +20%; 3. měření PS vs. 3. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +9%). Stejně tomu tak bylo při výskoku tři dny od aplikace kinesio tapingu (3. měření PS vs. 3. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +47%).

Přestože rozdíly v mediánech svalové aktivity nebyly statisticky významné, výsledky měření nasvědčují tomu, že taping „scapula“, zahrnující střední a dolní vlákna m. trapezius, facilituje svalovou aktivitu m. trapezius. Kinesio taping aplikovaný přímo na sval u jedinců s postižením CNS facilituje jeho funkci (Yasukawa, 2002). Kinesio taping navýšil svalovou aktivitu paretického m. trapezius natolik, že převýšil aktivitu m. trapezius zdravé strany.

M. deltoideus

Na m. deltoideus byla před aplikací kinesio tapingu při vstávání ze sedu a výskoku velikost svalové aktivity na paretické straně nižší ve srovnání se zdravou (1.

měření PS vs. 1. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS při vstávání ze sedu -14%, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS při výskoku -1%). Stejně tomu tak bylo při vstávání ze sedu bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu (2. měření PS vs. 2. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS -26%). Naopak při výskoku se bezprostředně po aplikaci velikost svalové aktivity zvýšila a přesáhla tak mediány aktivit na straně zdravé (2. měření PS vs. 2. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +69%). Převýšení velikosti svalové aktivity ve prospěch paretické strany bylo tři dny od aplikace kinesio tapingu patrné při vstávání do stoje i výskoku (3. měření PS vs. 3. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS při vstávání ze sedu +54%, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS při výskoku +34%).

Přestože rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné, je zde opět patrný trend k facilitaci svalové aktivity m. deltoideus kinesio tapem umístěným přímo na tento sval. Kinesio taping navýšil svalovou aktivitu paretického m. deltoideus natolik, že převýšil aktivitu m. deltoideus zdravé strany.

M. triceps brachii

Na m. tricepsu brachii byla před aplikací kinesio tapingu při vstávání ze sedu a výskoku velikost svalové aktivity na zdravé straně vyšší ve srovnání s paretickou stranou (1. měření PS vs. 1. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS při vstávání ze sedu -58%, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS při výskoku -19%). Stejně tomu tak bylo při vstávání ze sedu bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu (2. měření PS vs. 2. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS -39%). Naopak při výskoku se bezprostředně po aplikaci velikost svalové aktivity zvýšila a přesáhla tak mediány aktivit na straně zdravé (2. měření PS vs. 2. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +194%). Převýšení velikosti svalové aktivity ve prospěch paretické strany bylo tři dny od aplikace kinesio tapingu patrné při vstávání do stoje i výskoku (3. měření PS vs. 3. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS při vstávání ze sedu +4%, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS při výskoku +23%).

Přestože rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné, je zde opět patrný trend k facilitaci svalové aktivity m. triceps brachii kinesio tapem umístěným na jeho často spastického antagonistu, m. biceps brachii. Kinesio taping

umožnil navýšení svalové aktivity paretického m. triceps brachii natolik, že převýšil aktivitu m. triceps brachii zdravé strany.

M. pectoralis major

Při vstávání ze sedu byla velikost svalové aktivity m. pectoralis major paretické strany nižší ve srovnání se zdravou stranou nehledě na aplikaci kinesio tapingu (1. měření PS vs. 1. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS -30%; 2. měření PS vs. 2. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS -25%; 3. měření PS vs. 3. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS -27%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity nebyly statisticky významné. Tento trend může být dán tím, jak již bylo uvedeno výše, že m. pectoralis major není do aktivity vstávání ze sedu primárně zapojen. Proto k ovlivnění velikosti aktivity m. pectoralis major mezi paretickou a zdravou stranou nedošlo, přestože byl tento sval přímo zatapován.

Jinak tomu bylo při výskoku. Před aplikací kinesio tapingu byla velikost svalové aktivity m. pectoralis major na paretické straně mírně vyšší ve srovnání se zdravou stranou (1. měření PS vs. 1. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +6%), stejně tomu tak bylo 3 dny od aplikace (3. měření PS vs. 3. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +14%). Bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu došlo na paretické straně k poklesu velikosti svalové aktivity ve prospěch strany zdravé (2. měření PS vs. 2. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS -25%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné. Tento výsledek může být dán inhibičním působením kinesio tapingu bezprostředně po aplikaci a zlepšení zapojení paretického svalu do aktivity tři dny od zatapování.

M. serratus anterior

U m. serratus anterior byla při vstávání ze sedu velikost svalové aktivity na paretické straně nižší ve srovnání s paretickou stranou (1. měření PS vs. 1. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS -30%), stejně tomu tak bylo bezprostředně po aplikaci (2. měření PS vs. 2. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS -13%). Tři dny od aplikace kinesio tapingu se ovšem velikost svalové aktivity na paretické straně zvýšila a přesáhla tak hodnoty ze strany zdravé (3. měření PS vs. 3.

měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +51%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné. Je zde ale patrný trend facilitace svalové aktivity po delším působení kinesio tapingu. Nejdříve dochází ke snížení rozdílu velikosti svalové aktivity mezi paretickým a zdravým m. serratus anterior, následně se velikost svalové aktivity paretické strany dále zvyšuje a přesahuje tak hodnoty strany zdravé.

Jinak tomu bylo při výskoku, kdy byla velikost svalové aktivity na paretické straně vyšší ve srovnání se zdravou stranou bez ohledu na aplikaci kinesio tapingu (1. měření PS vs. 1. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +18%; 2. měření PS vs. 2. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +15%; 3. měření PS vs. 3. měření ZS, rozdíl v mediánu svalové aktivity PS +13%). Rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné.

5.2 Diskuze k vědecké otázce 2

Vědecká otázka 2 zněla: „**Jak ovlivňuje aplikace kinesio tapingu na paretickém ramenním pletenci u pacientů po cévní mozkové příhodě dynamiku paretické horní končetiny při vstávání ze sedu a výskoku?**“

Cílem této otázky bylo zjistit, zdali se aplikace kinesio tapingu projeví na hodnotách gravitačního zrychlení paretické horní končetiny při vstávání ze sedu a výskoku bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu a tři dny od aplikace. Ve dvou hypotézách (H_{05} - H_{06}) jsme porovnávali velikost gravitačního zrychlení paretické horní končetiny v ose x a ose y.

5.2.1 Diskuze k hypotézám H_{05} a H_{06}

Při vstávání ze sedu i výskoku byl ose x a y patrný trend v nárůstu gravitačního zrychlení bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 2. měření, zvýšení mediánu gravitačního zrychlení při vstávání ze sedu v ose x o 15% a v ose y o 15%; zvýšení mediánu gravitačního zrychlení při výskoku v ose y o 8%), tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 3. měření, zvýšení mediánu gravitačního zrychlení při vstávání ze sedu v ose x o 32% a v ose y o 53%; zvýšení mediánu gravitačního zrychlení při výskoku v ose x o 42% a v ose y o 48%)

a tři dny po aplikaci kinesio tapingu ve srovnání bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, zvýšení mediánu gravitačního zrychlení při vstávání ze sedu v ose x o 16% a v ose y o 33%; zvýšení mediánu gravitačního zrychlení při výskoku v ose x o 50% a v ose y o 37%). Rozdíly v mediánech gravitačního zrychlení však nebyly statisticky významné.

Tyto hodnoty ale ukazují, že kinesio taping ovlivňuje gravitační zrychlení paretické horní končetiny. Facilitace gravitačního zrychlení stoupá s dobou od aplikace kinesio tapingu. Výsledky se shodují s Lin et al. (2010). Ti ve své studii porovnávali zrychlení horní končetiny do elevace před a po aplikaci skapulárního kinesio tapingu u pacientů s impingement syndromem. Kinesio taping podle nich zlepšuje zrychlení horní končetiny při elevaci zvýšením svalové aktivity a zvýšením propriocepce - statestezie a kinestezie.

Mírný pokles gravitačního zrychlení byl patrný pouze při výskoku v ose x bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 2. měření, snížení mediánu gravitačního zrychlení při výskoku v ose x o 6%). Tento výsledek může být daný únavou pacientů ve vyšetřovaném souboru.

5.3 Limity měření

Hlavním limitem výzkumu k diplomové práci byl nízký počet probandů, kteří byli zahrnuti do výzkumného souboru. Tento počet je bezpochyby ovlivněn snahou vytvořit co nejvíce homogenní výzkumný soubor - probandy přibližně stejného věku a v přibližně stejném časovém intervalu od vzniku cévní mozkové příhody. Také variabilita postižení a různě rychlá rekonvalescence jako následek CMP měla vliv na tento nízký počet.

Dalším limitem byla délka měření, probandi absolvovali celkem tři měření, z nichž první dvě absolvovali během jednoho dne s odstupem přibližně šedesáti minut. Výsledné hodnoty tak mohou být ovlivněny případnou svalovou i psychickou únavou.

Negativně může také výsledky ovlivnit částečně odlepený kinesio taping, který u některých probandů nevydržel pevně přilepený po celé tři dny. Přibližně u třetiny členů výzkumného souboru bylo patrné částečné odlepení, a to především v oblasti lopatky.

Vliv na výsledné hodnoty může mít také absolvovaná fyzioterapie. Někteří probandi byli měřeni přes všední dny a docházeli během tří dnů od zatapování na fyzioterapii, naopak někteří z nich byli měřeni v pátek, a tak do pondělí, tj. třetí den od zatapování, fyzioterapii neabsolvovali.

ZÁVĚR

Diplomová práce byla zaměřena na zkoumání vlivu aplikace kinesio tapingu na hemiparetický ramenní pletenec u pacientů po cévní mozkové příhodě v povodí a. cerebri media. Zkoumali jsme, zdali se aplikace projeví změnou chování svalů v oblasti ramenního pletence při vstávání ze sedu a výskoku. Hlavním cílem objektivizace vlivu kinesio tapingu je ověření jeho účinnosti a následná aplikace těchto poznatků do klinické praxe. Dosavadní studie, které se týkají aplikace a vlivu kinesio tapingu jsou rozmanité, nikoli však dostačující. Autoři studií pracují na odlišných principech, studie jsou charakteristické rozličnou metodikou, výběrem vyšetřovaného souboru nebo cílem měření. Jinak tomu není u výsledků těchto studií, které jsou rozličné a mnohdy si navzájem odporují.

Na základě znění vědeckých otázek a výsledků měření můžeme určit, že kinesio taping hemiparetického ramenního pletence má vliv na chování svalů paretické i zdravé strany. Statisticky významné zvýšení velikosti svalové aktivity bylo přítomné u m. tricepsu brachii paretické strany při vstávání ze sedu a u m. trapezius paretické strany při výskoku a to v obou případech tři dny od aplikace v porovnání bezprostředně po aplikaci. Přestože u ostatních svalů nedosáhly změny svalové aktivace statisticky významných hodnot, jsou ve výsledcích a diskuzi popsány trendy, kterými se změny aktivace svalů ubírají. Stejně tak můžeme říci, že se aplikace kinesio tapingu na hemiparetický ramenní pletenec projeví v gravitačním zrychlení paretické horní končetiny při vstávání ze sedu i výskoku. Změny ve zrychlení také nedosáhly hladiny statistické významnosti, nicméně je zde opět patrný trend v nárůstu gravitačního zrychlení v závislosti na době od aplikace.

Závěrem lze říci, že kinesio taping ramenního pletence aplikovaný jako doplněk fyzioterapie má své opodstatnění v klinické praxi a může vést ke zlepšení funkčního zapojení paretické horní končetiny během denních aktivit.

REFERENČNÍ SEZNAM

ACKLAND, T. R., ELLIOTT, B., BLOOMFIELD, J.: *Applied anatomy and biomechanics in sport*. Champaign: Human Kinetics, 2009. 366 p. ISBN 0-7360-6338-2.

ADA, L., WESTWOOD, P.: A kinematic analysis of recovery of the ability to stand up following stroke. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1992, vol. 38., p. 135 – 142. ISSN 1836-9553.

ANONYMOUS: Accelerometer Sensor. *Noraxon USA Inc.* [online]. 2009, p. 1 - 2. [citace 2011-06-24]. Dostupné na WWW: <<http://www.noraxon.com/downloads/documents/sensors/3D-Accelerometer.pdf>>.

AMBLER, Z.: *Základy neurologie*. 6. vyd. Praha: Galén, 2006. 351 s. ISBN 80-7262-433-4.

BOBATH, B.: *Adult hemiplegia*. Oxford: Butterworth – Heinmann Ltd., 1991. 185 p. ISBN 075060168X.

BRIJESH, V., LANE, CH.: Vertical jump height prediction using EMG characteristics and neural networks. *Journal of Cognitive Systems Research*. 2000, vol. 1., p. 135 – 141. ISSN 1389-0417.

BRUTHANS, J.: Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod. *Remedia* [online]. 2009, č. 19, str. 128 - 131. [citace 2011-05-24]. Dostupné na WWW: <<http://www.remédia.cz/Clanky/Prehledy-nazory-diskuse/Epidemiologie-a-prognoza-cevnych-mozkovych-prihod/6-F-Bn.magarticle.aspx>>.

BRUTHANS, J.: Epidemiologie cévních mozkových příhod. *Kapitoly z kardiologie* [online]. 2010, č. 4, s. 133 – 136. [cit. 2011-02-19]. Dostupné na WWW: <<http://www.tribune.cz/clanek/20217-epidemiologie-cevnych-mozkovych-prihod>>.

COOLS, A. M. et al.: Does taping influence electromyographic muscle activity in the scapular rotators in healthy shoulders?. *Manual Therapy*. 2002, vol. 7, p. 154 – 162. ISSN 1532-2769.

DE PALMA, M. J., JOHNSON, E. W.: Detecting and treating shoulder impingement syndrome. *The physican and sports medicine*. 2003, vol. 31, p. 25 – 32. ISSN 0091-3847.

DOLEŽALOVÁ, R., PĚTIVLAS, T.: *Kinesiotaping pro sportovce*. Praha: Grada, 2011. 93 s. ISBN 978-80-247-3636-5.

ENOKA, R.: *Neuromechanics of human movement*. Champaign: Human Kinetics, 2002. 447 s. ISBN 0-7360-0251-0.

FELTNER, M. E., FRASCHETTI, D. J., CRISP, R. J.: Upper extremity augmentation of lower extremity kinetics during countermovement vertical jump. *Journal of Sports Sciences*. 1999, vol. 17, p. 449 – 466. ISSN 0264-0414.

FLANDERA, S.: *Tejpování a kinezio-tejpování*. Praha: Poznání, 2010. 123 s. ISBN 978-80-87419-01-4.

FU, T.-CH. et al.: Effect of Kinesio taping on muscle strenght in athletes. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2008, vol. 11, p. 198 – 201. ISSN 1530-0315.

GALLI, M. et al.: Quantitative analysis of sit to stand movement. *Gait and Posture*. 2008, vol. 28, p. 80 – 85. ISSN 0966-6362.

GARLAND, S. J., GRAY, V. L., KNORR, S.: Muscle Activation Patterns and Postural Control Following Stroke. *Motor Control*. 2009, v. 13, p. 387 – 411. ISSN 1087-1640.

GIANIKELLIS, K., VARA, A., BOTE, A.: Once more on the biomechanical principle of the initial force. *19th International Symposium on Biomechanics in Sports* [online]. 2001. [citace 2011-05-19]. Dostupné na WWW: <<http://w4.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/viewFile/3837/3555>>.

HSU, Y. H. et al.: The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, vol. 19, p. 1092 – 1099. ISSN 1050-6411.

CHENG, P. T. et al.: Leg Muscle Activation Patterns of Sit to Stand Movement in Stroke Patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004, vol. 83, p. 10-16. ISSN 0894-9115.

CHOU, S.-W. et al.: Postural Control During Sit to Stand in Stroke Patients. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2003, vol. 82, p. 42-47. ISSN 0894-9115.

JANSSEN, W. G., BUSSMANN, H. B. J., STAM H. J.: Determinants of the sit to stand movement. *Physical Therapy*. 2002, vol. 9, p. 866 – 879. ISSN 1538-6724.

JANURA, M., JANUROVÁ, E.: *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2007. 95s. ISBN 978-80-244-1805-6.

JARACZEWSKA, E., LONG, C.: Kinesio Taping in Stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 2006, vol. 13, p. 31-42.

KALINA, M.: Akutní mozková hemoragie. *Interní medicína* [online]. 2002, č. 6, str. 22 - 28. [citace 2011-05-24]. Dostupné na WWW: <<http://www.solen.cz/pdfs/int/2002/06/13.pdf>>.

KAPANJI, A. I.: *The Physiology of the Joints*. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2007. 361 s. ISBN 9780443103506.

KASE, K., WALLIS, J., KASE, T.: *Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method*. Tokyo: Ken Ikai Co. Ltd., 2003. 348 p. ISBN 978-1-528725-68-2.

KAYA, E., ZINNUROGLU, M., TUGCU, I.: Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. *Clinical Rheumatology*. 2010, vol. 30, p. 201 – 207. ISSN 1434-9949.

KOLÁŘ, P. et al.: *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KONRAD, P.: *The ABC of EMG*. Scottsdale: Noraxon USA Inc., 2005. 60 p.

KROBOT, A.: Rehabilitace ramenního pletence u hemiparetických nemocných. *Neurologie pro praxi* [online]. 2005, roč. 6., s. 284 - 289 [citace 2011-06-01]. Dostupné na WWW: <<http://www.solen.cz/pdfs/neu/2005/06/03.pdf>>.

LE PELLECC, A., MATON, B.: Anticipatory postural adjustments are associated with single vertical jump and their timing is predictive of jump amplitude. *Brain Research*. 1999, v. 129, p. 551 – 558. ISSN 0006-8993.

LIN, J.-J., HUNG, CH.-J., YANG, P.-L.: The Effects of Scapular Taping on Electromyographic Muscle Activity and Proprioception Feedback in Healthy Shoulders. *Journal of Orthopedic research*. 2010, p. 53 – 57. ISSN 0736-0266.

MACHÁČKOVÁ, K. et al.: Diagnostika poruch senzomotorických funkcí ruky pacientů po ischemické cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, č. 3, s. 114 – 121. ISSN 1211-2658.

MAYER, M., HLUŠTÍK, P.: Ruka u hemiparetického pacienta. *Rehabilitácia*. 2004, č. 1, s. 9 – 13. ISBN 1211-2658.

MORIN, G. E. et al.: The effect of upper trapezius taping on electromyographic activity in the upper and middle trapezius region. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1997, vol. 6, p. 309 – 319. ISSN 1543-3072.

MURRAY, H. M.: Effect of Kinesio Taping on Posture and Presence of Upper Extremity Pain. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*. 2001, vol. 31. ISSN 0190-6011.

MURRAY, H. M., HUSK, L. J.: Effect of Kinesio Taping on Proprioception in the Ankle. *Journal of Orthopedic and Sports Physical Therapy*. 2001, vol. 31. ISSN 0190-6011.

NEVŠÍMALOVÁ, S. et al.: *Neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2002. 368 s. ISBN 80-7262-160-2.

ORSZÁGH, J., KÁŠ, S.: *Cévní příhody mozkové*. 3. vyd. Praha: Brána, 2005. 142 s. ISBN 80-901783-8-3.

PEREIRA, R. et al.: Muscle Activation Sequence Compromises Vertical Jump Performance. *Serbian Journal of Sports Sciences*. 2008, vol. 2, p. 85 – 90. ISSN 1820-6301.

PFEIFFER, J.: *Neurologie v rehabilitaci*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. 351 s. ISBN 80-247-1135-5.

PROKOPOW, P.: Effects of timing of muscle activation on performance in human vertical jump. *ISB XXth Congress* [online]. 2005. [citace 2011-04-01]. Dostupné na WWW: <<http://www.asbweb.org/conferences/2005/pdf/0955.pdf>>.

RAINE, S., MEADOWS, L., LYNCH-ELLERINGTON, M.: *Bobath Concept*. Oxford: Blackwell Publishing Ltd., 2009. 216 p. ISBN 978-1-4051-7041-3.

RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M.: Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8., č. 4, s. 173 - 177. ISSN 1803-6597.

SANDIN, K. J., SMITH, B. S.: The measure of balance in sitting in stroke rehabilitation prognosis. *Stroke*. 1990, vol. 21, p. 82-86. ISSN 1524-4628.

SELKOWITZ, D. M. et al.: The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals with suspected shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2007, vol. 37, p. 694 – 702. ISSN 0190-6011.

SHEPHERD, R., GENTILE, A.: Sit to stand. *Human Movement Science*. 1994, vol. 13, p. 817-840. ISSN 0167-9457.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H.: *Motor Control*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2007. ISBN 978-7817-6691-3.

SCHENKMAN, M. et al.: Whole Body Movements During Rising to Standing from Sitting. *Physical Therapy*. 1990, vol. 70, p. 638 – 651. ISSN 1538-6724.

SCHUSTEROVÁ, B. et al.: Podstata a cíle léčebné rehabilitace ramenního pletence u hemiparetika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, roč. 11., č. 1, s. 52 – 58. ISSN 1211-2658.

SMÉKAL, D. et al.: Stereotyp vstávání ze sedu v klinické praxi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12., č. 2, s. 55 – 61. ISSN 1211-2658.

SOYLU, A. R., IRMAK, R., BALTAÇI, G.: Acute effect of kinesiotaping on muscular endurance and fatigue by using surface electromyography signals of masseter muscle. *Medicina Sportiva*. 2011, vol. 15, p. 13-16. ISSN 1827-1863.

STAM, H. J. et al.: *The sit to stand movement*. Rotterdam: Optima Grafische Communicatie, 2008. ISBN 978-90-8559-423-9.

THELEN, M. D., DAUBER, J. A., STONEMAN, P. D.: The Clinical Efficacy of Kinesio Tape for Shoulder Pain. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2008, vol. 38, p. 389 – 395. ISSN 0190-6011.

TROJAN, S. et al.: *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada, 2005. 240 s. ISBN 80-247-1296-2.

VÉLE, F.: *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha Grada, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5.

YASUKAWA, A., PATEL, P., SISUNG, CH.: Investigating the Effects of Kinesio Taping in an Acute Pediatric Rehabilitation Setting. *American Journal of Occupational Therapy*. 2006, vol. 60, p. 104 – 110. ISSN 02729490.

SEZNAM ZKRATEK

a.	arteria
ACM	arteria cerebri media
AH	aktivační hodnota
cm	centimetr
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
COM	center of mass
EKG	elektrokardiogram
EMG	elektromyografie
dx.	dexter
g	gram
K-T	kinesio taping
kg	kilogram
m.	musculus
MEAN	průměrná svalová aktivita
mm.	musculi
ml	mililitr
ncl.	nucleus
PEMG	povrchová elektromyografie
PS	paretická strana
RIND	reversible ischemic neurologic deficit
RMS	root mean square
SAK	subarachnoideální krvácení

sin.	sinister
SH	skapulohumerální
SMODCH	směrodatná odchylka
STS	sit to stand
TIA	transient ischemic attack
vs.	versus
ZS	zdravá strana

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Wernicke-Mannovo držení s typickým spastickým vzorcem (Pfeiffer, 2007).....	14
Obrázek 2 Vstávání ze sedu u zdravého jedince (Raine et al., 2009).	26
Obrázek 3 Vstávání ze sedu u hemiparetického pacienta (Raine et al., 2009).....	26
Obrázek 4 První fáze výskoku (Ackland et al., 2009).....	27
Obrázek 5 Druhá fáze výskoku (Ackland et al., 2009).	28
Obrázek 6 Třetí fáze výskoku (Ackland et al., 2009).....	28

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Počet hospitalizovaných v České republice po CMP v letech 1986 – 2008 (Bruthans, 2010).	11
--	----

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Výsledky testových statistik pro veličiny svalové aktivity při vstávání ze sedu.	40
Tabulka 2 Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu svalových aktivit při vstávání ze sedu.	41
Tabulka 3 Výsledky testových statistik pro veličiny svalové aktivity při výskoku. ...	42
Tabulka 4 Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu svalových aktivit při výskoku.	43
Tabulka 5 Výsledky testových statistik pro veličiny svalové aktivity při vstávání ze sedu.	44
Tabulka 6 Procentuální rozdíl mediánu svalové aktivity paretické strany ve srovnání se zdravou stranou při vstávání ze sedu.	45
Tabulka 7 Výsledky testových statistik pro veličiny svalové aktivity při výskoku. ...	46
Tabulka 8 Procentuální rozdíl mediánu svalové aktivity paretické strany ve srovnání se zdravou stranou při vstávání ze sedu.	47
Tabulka 9 Výsledky testových statistik pro gravitační zrychlení paretické horní končetiny v ose x a y při vstávání ze sedu.	48
Tabulka 10 Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu zrychlení paretické horní končetiny v ose x a y při vstávání ze sedu.	49
Tabulka 11 Výsledky testové statistiky pro gravitační zrychlení paretické horní končetiny v ose x a y při výskoku.	50
Tabulka 12 Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu zrychlení paretické horní končetiny v ose x a y při výskoku.	50

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Poučení a souhlas probanda.	80
Příloha 2 Základní anamnestické údaje probandů.	82
Příloha 3 Vstupní a výstupní kineziologický rozbor.	83
Příloha 4 Umístění elektrod, senzorů a kinesio tapingu.	81
Příloha 5 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_01	82
Příloha 6 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_02	89
Příloha 7 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_03	91
Příloha 8 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_04	93
Příloha 9 Graf mediánu zrychlení k hypotéze H_05	95
Příloha 10 Graf mediánu zrychlení k hypotéze H_06	96

PŘÍLOHY

Příloha 1 Poučení a souhlas probanda.

Poučení a souhlas probanda

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Tř. Svobody 8

771 11 Olomouc

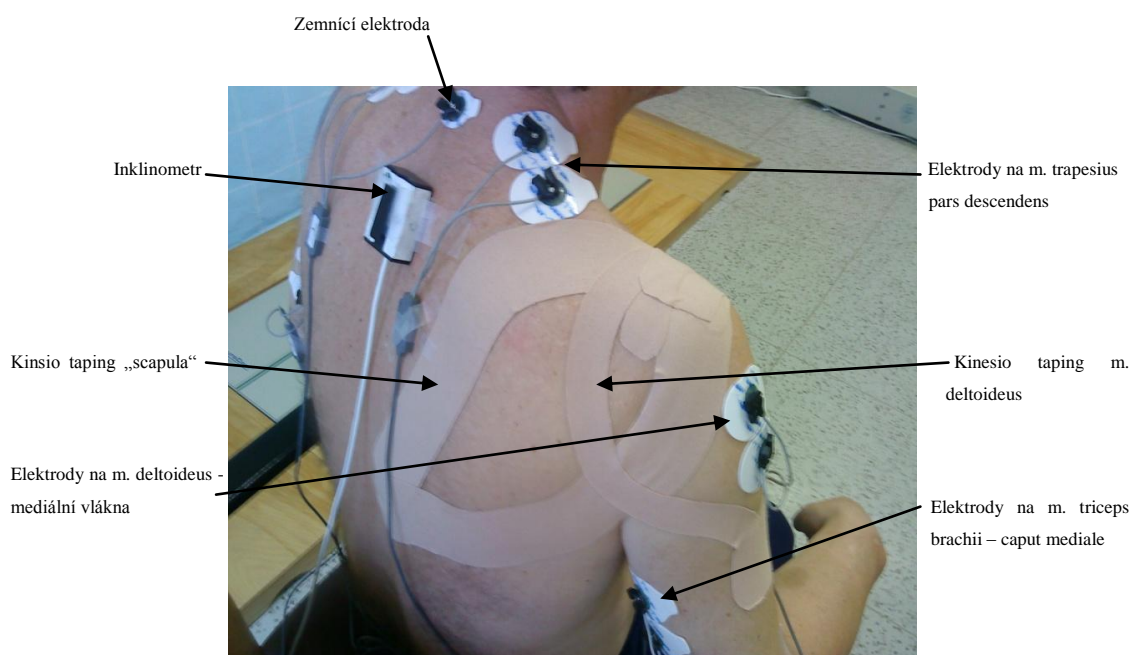
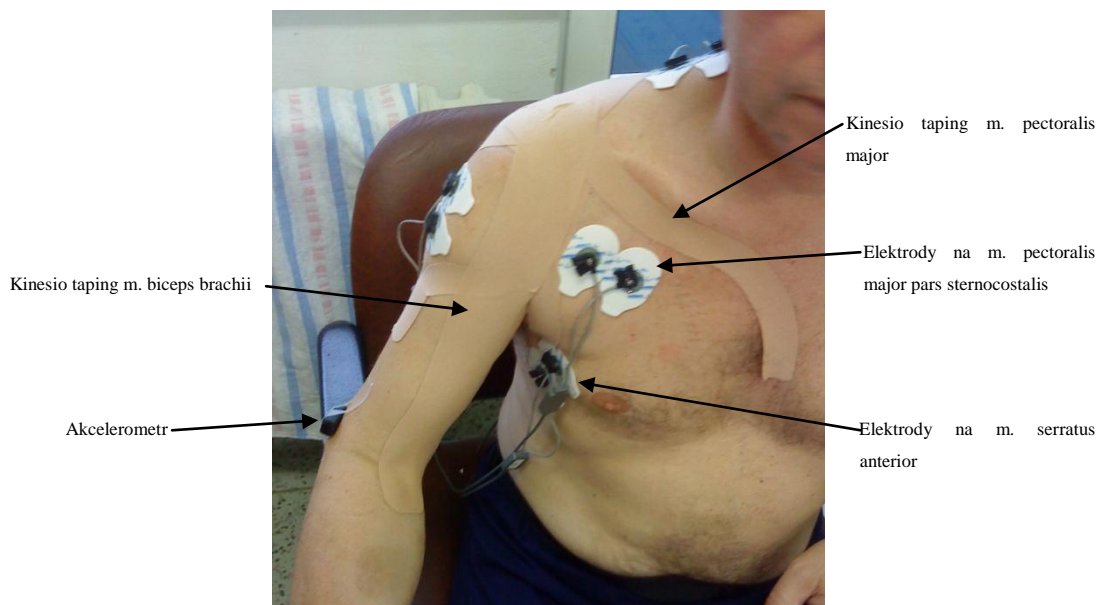
Pacient/ka souhlasí s provedením elektromyografického vyšetření v kineziologické laboratoři KRTVL FN Olomouc a s kineziologickým vyšetřením pro měření k diplomové práci s názvem Vliv kinesio tapingu na ramenní pletenec hemiparetiků při vstávání ze sedu a výskoku, kterou zpracovává Bc. Eva Bihářiová pod vedením Mgr. Tomáše Zemánka.

Byl/a jsem srozumitelně a podrobně seznámen/a s průběhem a podmínkami vyšetření a souhlasím s jeho provedením. Dále souhlasím s nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném a s anonymním použitím získaných údajů při respektování ochrany osobních dat.

V Olomouci dne

Podpis

Příloha 2 Umístění elektrod, senzorů a kinesio tapingu.



Příloha 3 Základní anamnestické údaje probandů.

proband	hemiparéza	počet dnů od vzniku CMP	věk	výška (cm)	váha (kg)
1	L	41	43	178	89
2	P	15	52	178	74
3	P	25	54	168	70
4	P	22	55	176	110
5	L	38	63	180	78
6	L	19	59	174	86
7	L	35	55	189	83
8	P	10	64	188	84
9	P	100	66	175	94
10	L	180	45	176	80
11	P	14	54	176	108
12	L	9	42	181	72
průměr		42,3	54,3	178,3	85,6
smodch		49,8	8	5,8	12,9

Legenda k Příloze 2: L – levá strana, P – pravá strana, smodch – směrodatná odchylka.

Vstupní – výstupní kineziologický rozbor

Proband:

Datum narození:

Pohlaví: žena – muž

Datum vznik CMP, ataky, oblast:

Dominantní strana:

Datum vyšetření:

Anamnéza:

- OA

- NO

Kineziologické vyšetření:

Stav vědomí:	vigilní	somnolentní	
Orientace:	orientován	dezorientován	
Spolupráce:	spolupracuje	nespolupracuje	
Psychomotorické tempo:	zpomalené	OK	zrychlené
Komunikace:	dysartrie	afázie	dobrá

Čítí:

Povrchové ANO NE

Hluboké ANO NE

Trofika:

Svalový tonus: hypo normo hyper

Spasticita – Modifikovaná Ashworthova škála:

Reflexy: hypo normo hyper

Pyramidové jevy:

Mozečkové příznaky: ANO NE

Trup:

Propojení horní – dolní trup: ANO trochu NE

Stabilita:

SED předo - zadní ANO NE

SED latero - laterální ANO NE

STOJ předo - zadní ANO NE

STOJ latero - laterální ANO NE

Výpad ANO NE

Ramenní pletenec – vyšetření rozsahu pohybů pomocí goniometru

	1. měření	3. měření
S 45-0-180	Aktivní	Aktivní
	Pasivní	Pasivní
F 180-0-40	Aktivní	Aktivní
	Pasivní	Pasivní
R 90-0-70	Aktivní	Aktivní
	Pasivní	Pasivní

SH rytmus: ne stěží přiměřeně lehce OK

Substituce, souhyby, asociované reakce, reflexní změny:

NE ANO - jaké

Joint –play:

GH skloubení ANO NE
AC skloubení ANO NE
SC skloubení ANO NE

Jemná motorika – testování úchopů

Špetka ne stěží přiměřeně lehce OK
Válec ne stěží přiměřeně lehce OK
Palec – ukazovák ne stěží přiměřeně lehce OK
Palec – prostředník ne stěží přiměřeně lehce OK

Palec – malík ne stěží přiměřeně lehce OK

Chůze:

Samostatná s opěrnou pomůckou s dopomocí

Tempo:

pomalé přiměřené rychlé

Délka kroků:

malá přiměřená nadměrná

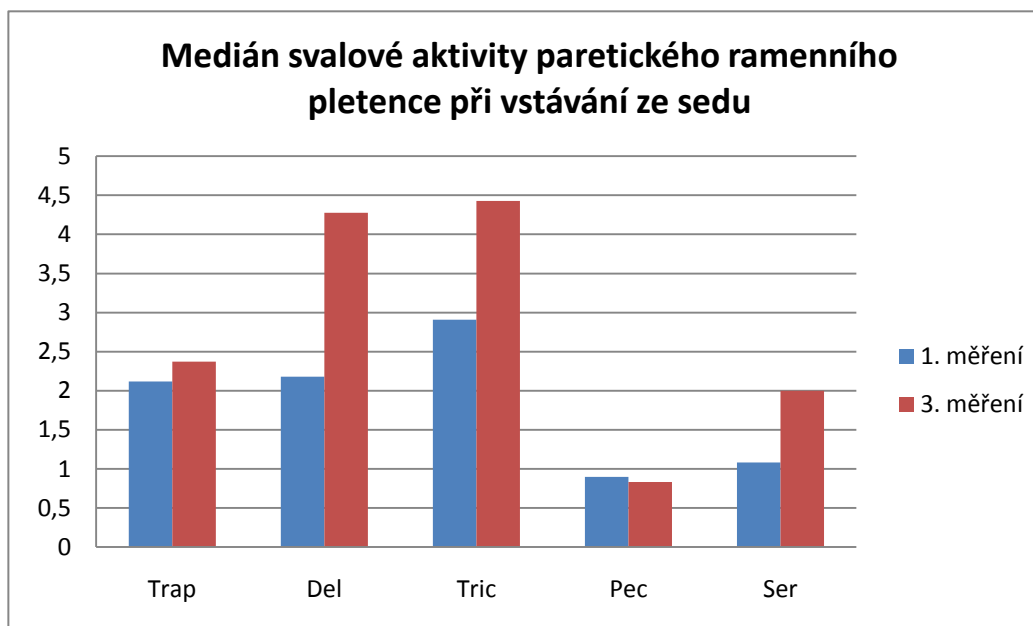
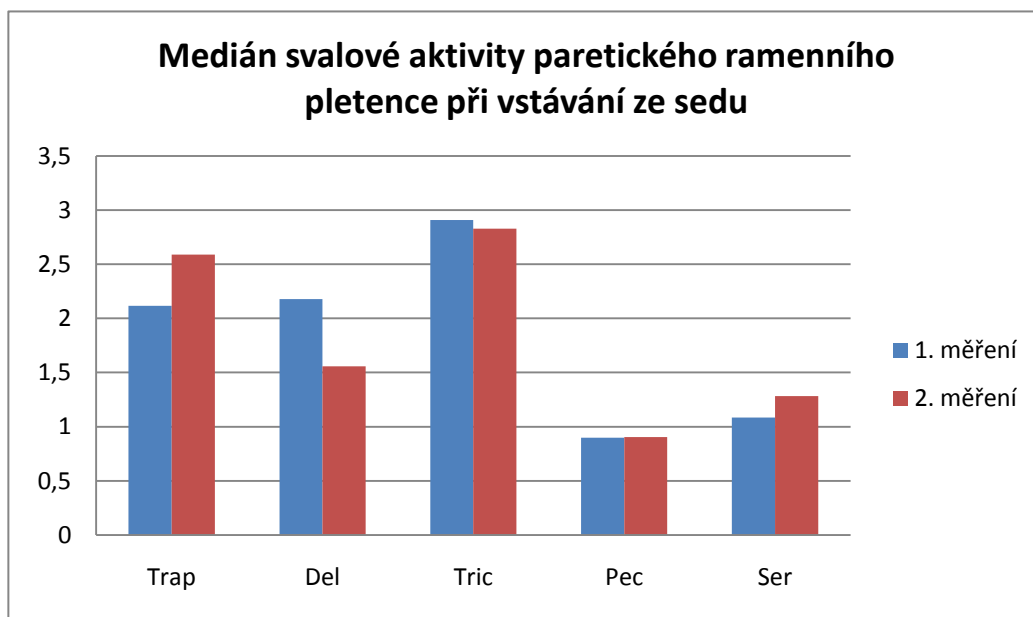
Souhyb HKK:

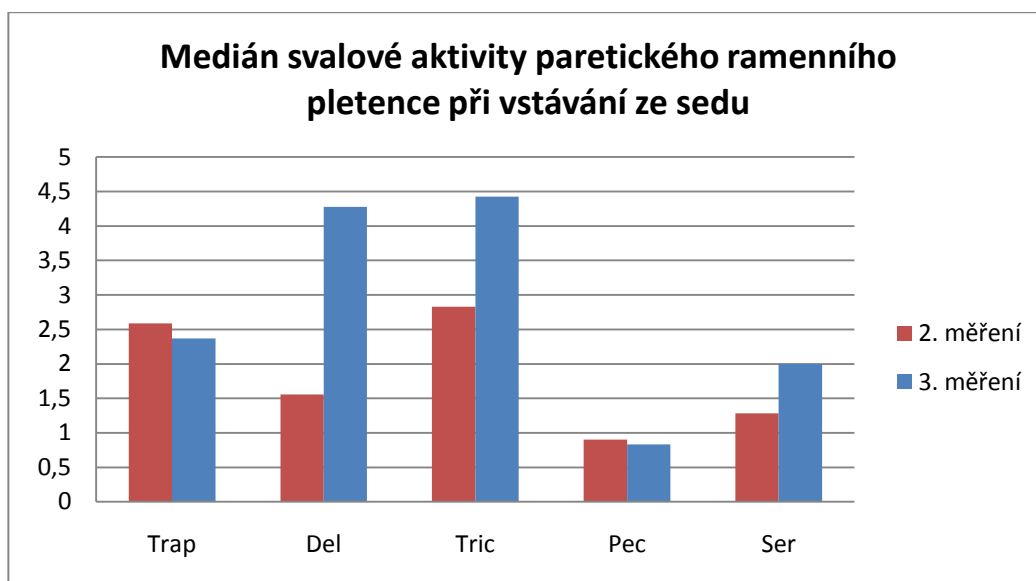
žádný lehký přiměřený nadměrný

Poměr stojné a švihové fáze:

Výrazná patologie:

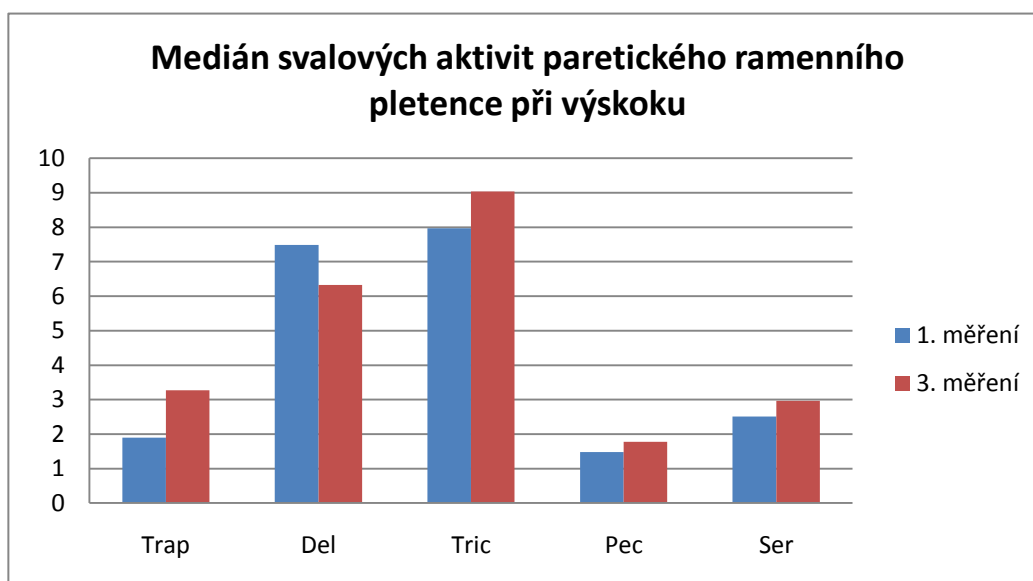
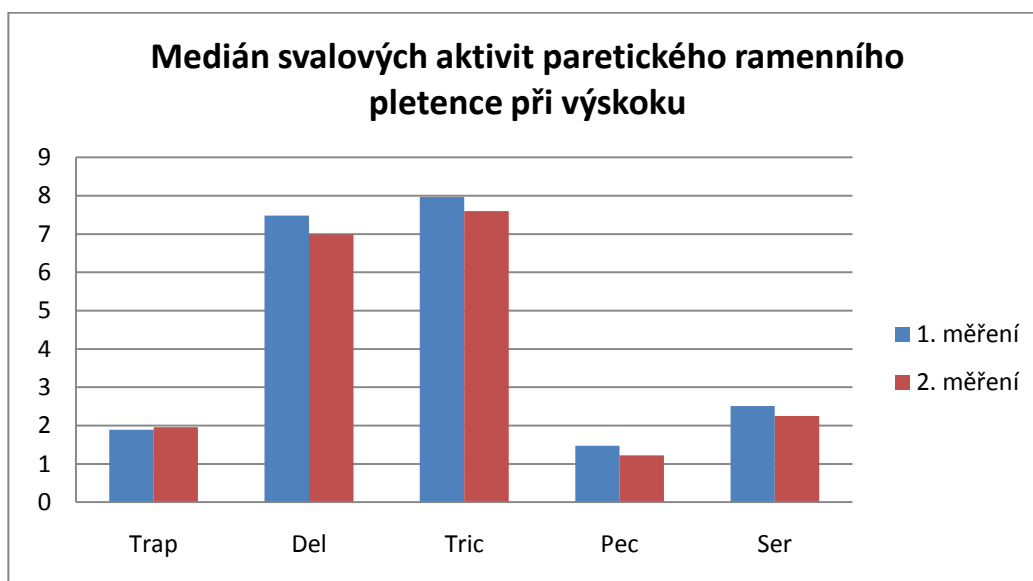
Příloha 5 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_01 .

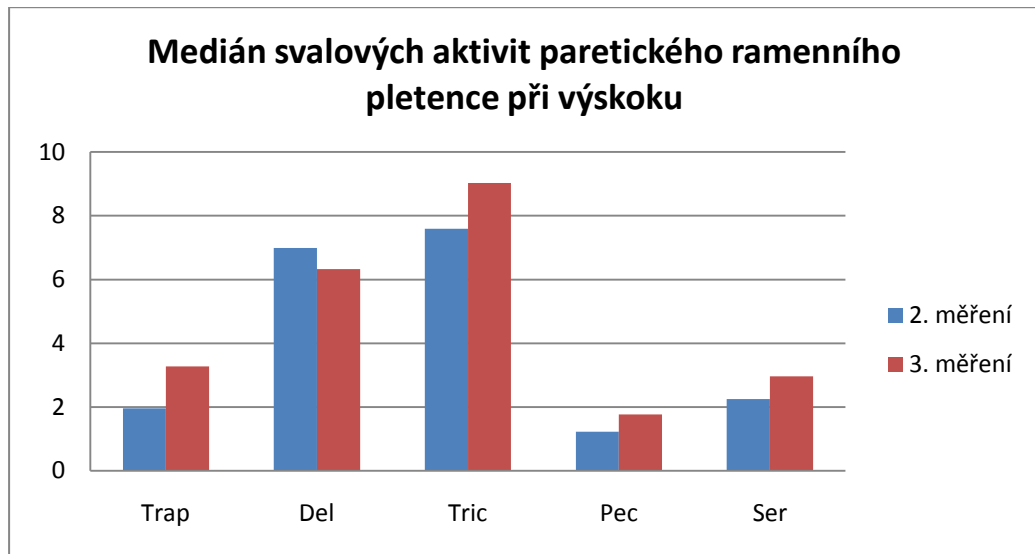




Legenda k Příloze 5: Trap – m. trapesius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior.

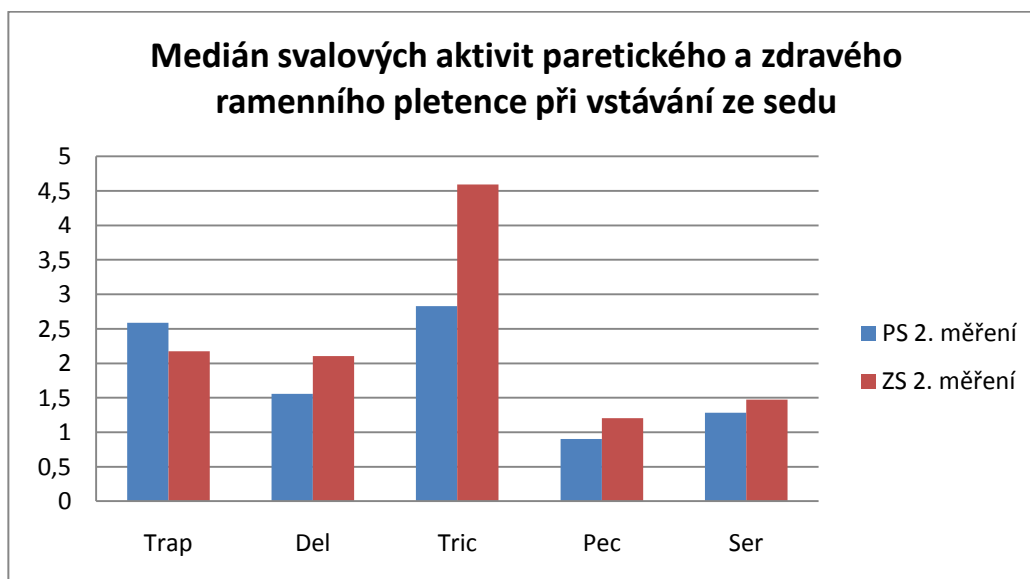
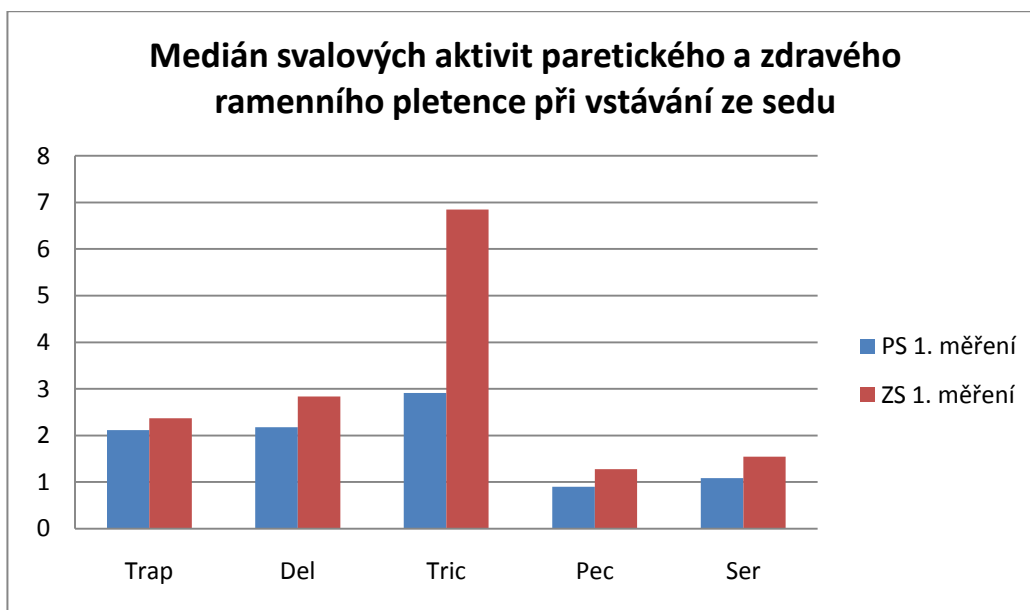
Příloha 6 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H₀2.

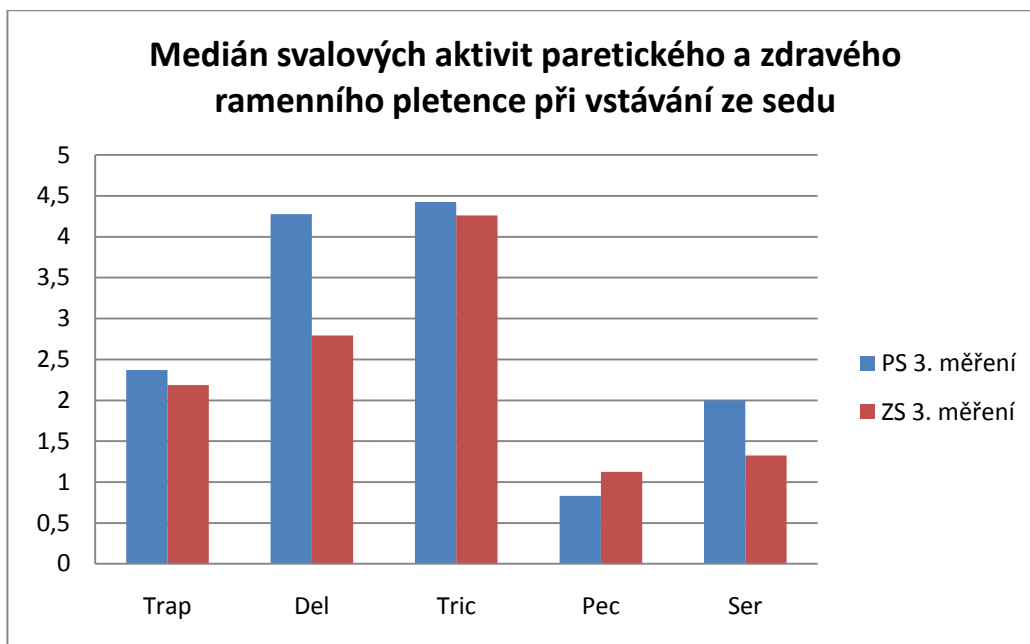




Legenda k Příloze 6: Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior.

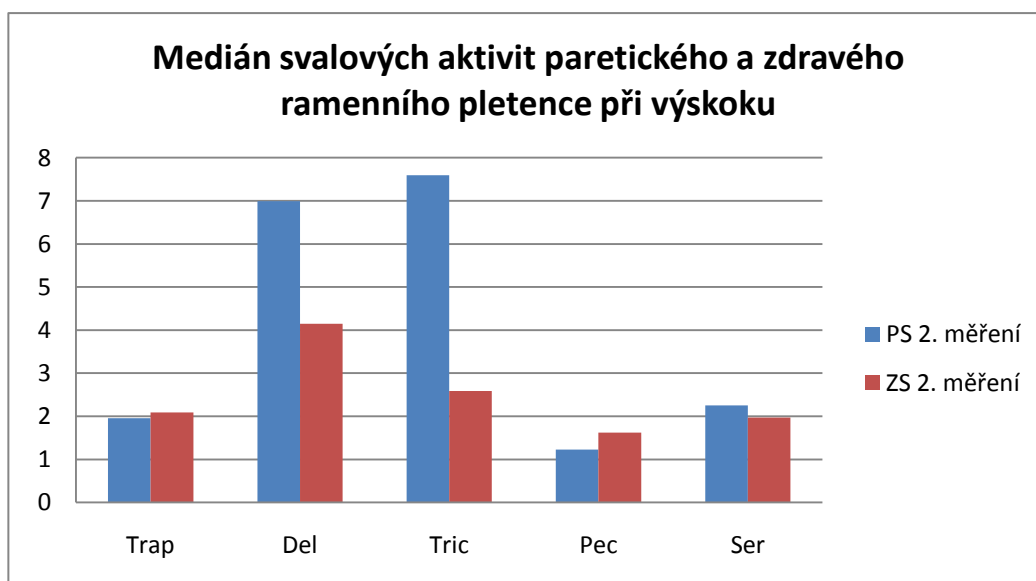
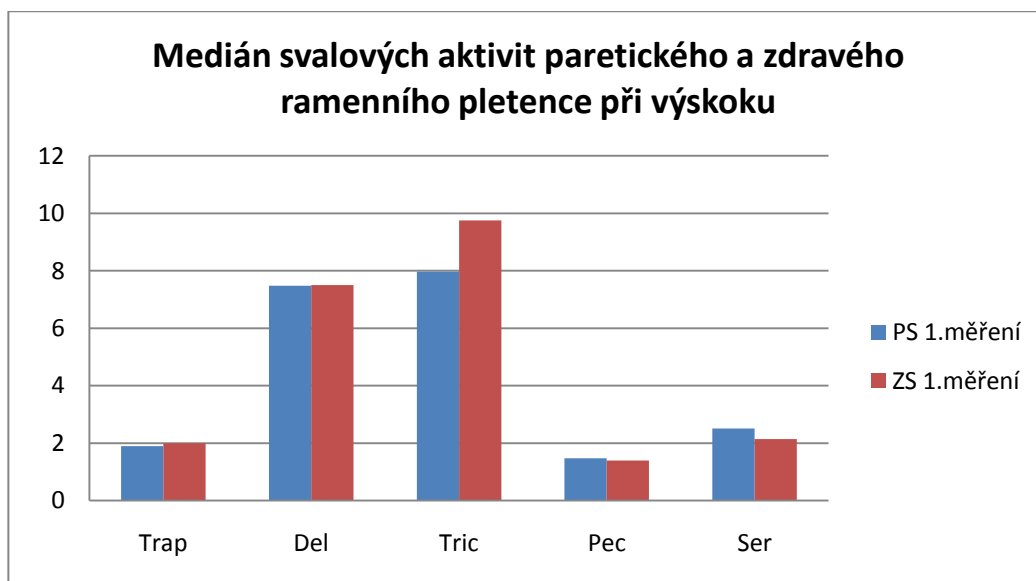
Příloha 7 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H₀₃.

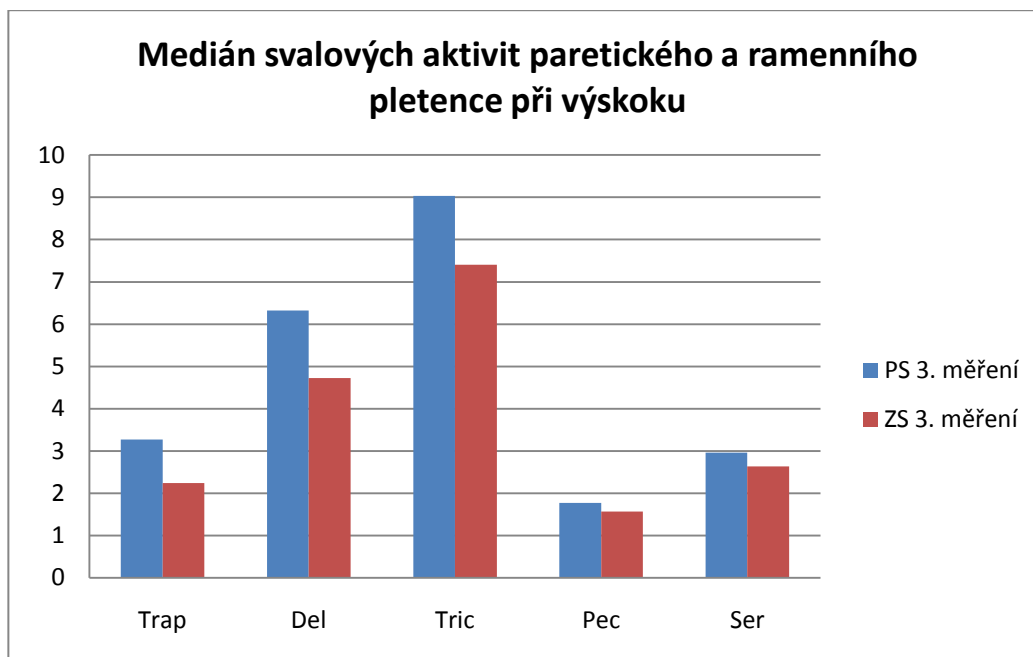




Legenda k Příloze 7: Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior.

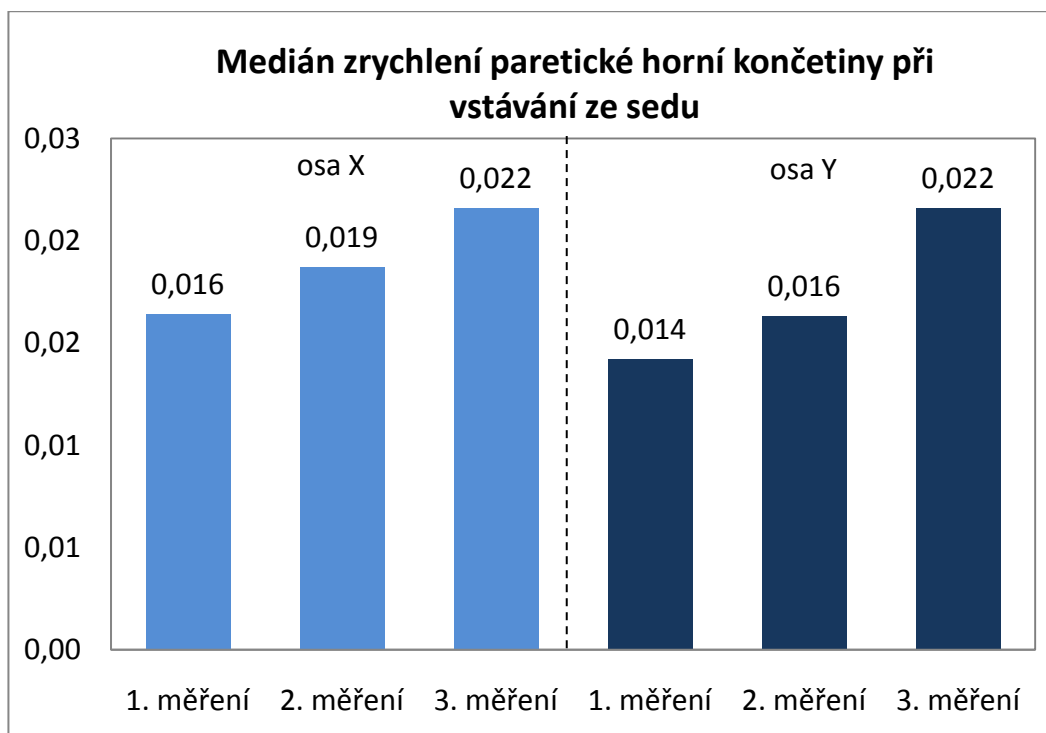
Příloha 8 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_04 .





Legenda k Příloze 8: Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior.

Příloha 9 Graf mediánu zrychlení k hypotéze H_05 .



Příloha 10 Graf mediánu zrychlení k hypotéze H_06 .

