

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 2012

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: 7. 9. 2011

Datum odevzdání: 27. 7. 2012

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, na dynamiku hemiparetické horní končetiny a na stranové výchyly trupu při vstávání ze sedu a výskoku prostřednictvím elektromyografie, akcelerometrie a inklinometrie.

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, upper limb dynamics and trunk deviation while practicing sit-to-stand and jumping with help of electromyography, accelerometry and inclinometry. 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: 108

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 24. 7. 2012

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

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	16
1.2.2	Lopatka a ramenní kloub	17
1.2.3	Skapulohumerální rytmus	18
1.2.4	Syndrom bolestivého ramene	19
1.2.5	Subluxace glenohumerálního kloubu	19
1.2.6	Akrum	19
1.3	Kinesio taping	20
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, akcelerometrie a inklinometrie	29
1.5.1	Povrchová elektromyografie a její využití ve fyzioterapii	29
1.5.2	Akcelerometrie a její využití ve fyzioterapii	30
1.5.3	Inklinometrie a její 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
4.3	Výsledky k vědecké otázce 3	51
4.3.1	Výsledky k hypotéze H ₀₇	51
4.3.2	Výsledky k hypotéze H ₀₈	53
4.3.3	Výsledky k hypotéze H ₀₉	54
4.3.4	Výsledky k hypotéze H ₀₁₀	55
5	DISKUZE	58
5.1	Diskuze k vědecké otázce 1	60
5.1.1	Diskuze k hypotézám H ₀₁ a H ₀₂	60
5.1.2	Diskuze k hypotézám H ₀₃ a H ₀₄	63
5.2	Diskuze k vědecké otázce 2	64
5.2.1	Diskuze k hypotézám H ₀₅ a H ₀₆	65
5.3	Diskuze k vědecké otázce 3	65
5.3.1	Diskuze k hypotézám H ₀₇ a H ₀₈	66

5.3.2	Diskuze k hypotézám H_0 a H_1	67
5.4	Výstup pro klinickou praxi	67
5.5	Limity měření	68
ZÁVĚR		69
REFERENČNÍ SEZNAM		71
SEZNAM ZKRATEK		79
SEZNAM OBRÁZKŮ		81
SEZNAM GRAFŮ		82
SEZNAM TABULEK		83
SEZNAM PŘÍLOH		85
PŘÍLOHY		86

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, vliv na dynamiku paretické paže a na stranové výchylky trupu 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, akcelerometrie a inklinometrie. 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

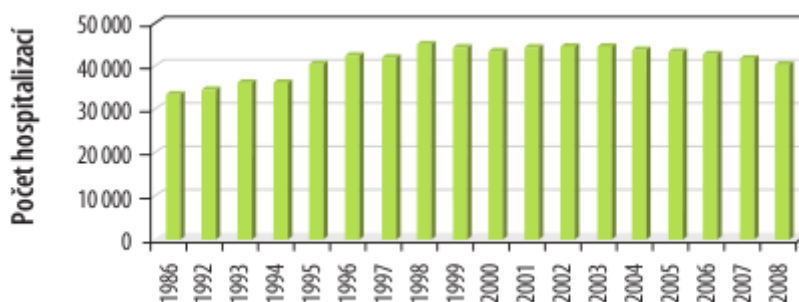
1.1 Cévní mozková příhoda

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).

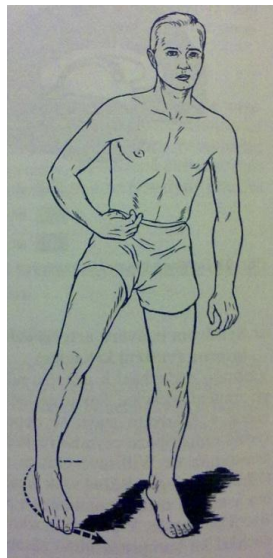
Syndrom uzávěru a. carotis interna – většinou nedochází k uzávěru náhle, typická je pozvolna vznikající trombóza v oblasti bifurkace a odstupu a. carotis interna z a. carotis communis a v oblasti sifonu. Klinický obraz trombózy je různý – záleží na rychlosti rozvoje trombózy a možnostech kolaterálního 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 cití, 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 postižen 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 slučitelný 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. trapesius. 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. trapesius a funkční znevýhodnění m. deltoideus pro abdukci paže (Schusterová et al., 2004). Oslabení nebo dysbalance pars descendens m. trapesii 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 1:2. 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 hlavičky 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 subluxace přejít až do obrazu adhezivní kapsulitidy (Schusterová et al., 2004).

Prevenici subluxace zajišťují zadní vlákna m. deltoideus, m. supraspinatus a m. infraspinatus a m. subscapularis. Po CMP však dochází k oslabení těchto svalů a dochází k subluxaci (Jaraczewska and Long, 2006). Bobath (1991) došla k závěru, že se na patogenezi subluxace 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 neurofyziologii je znám fenomén kompetice kortikálních reprezentací sousedících okrků 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 Hluštík, 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; Flandera, S., 2010).

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; Flandera, S., 2010).

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 sensorických 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; Flandera, S., 2010).

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 zánětlivé procesy (Kase et al., 2003; Soyly 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). Přejít 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 facilituje propulzi dolních končetin.

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

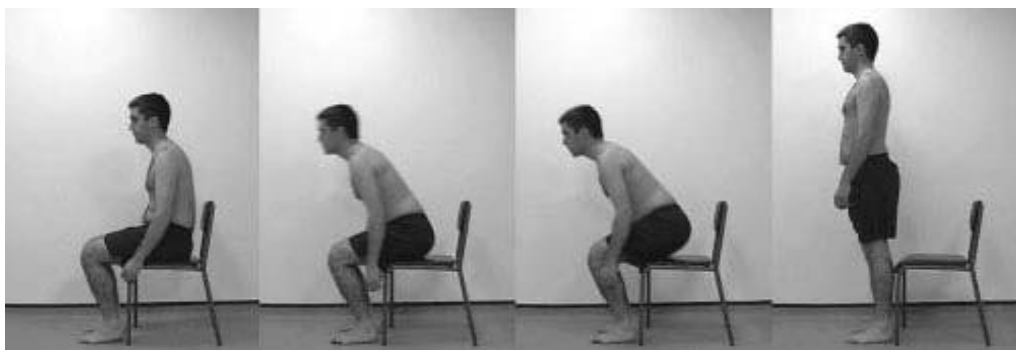
CMP má obrovský vliv na provedení STS (Stam et al., 2008). Následkem CMP se naruší motorická kontrola a načasování jednotlivých komponent STS a rozvíjí se individuálně variabilní kompenzační strategie (viz Obrázek 2 a 3) (Raine et al., 2009). Až 81 % procent pacientů po CMP má problém se vstáváním ze 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) a Roy et al. (2006), kteří ve své studii zkoumali koordinaci svalů dolní končetiny během STS u zdravých a hemiparetických jedinců, tyto výsledky potvrdili.

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.

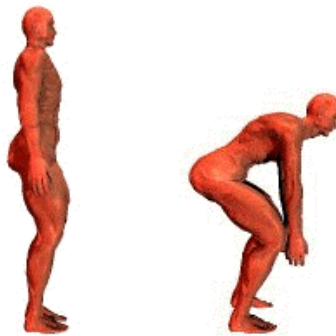
1.4.2.1 Fáze výskoku

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. (1999) 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 (Pereira et al., 2008). 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 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, akcelerometrie a inklinometrie

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 aktivity 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 její 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 osách - 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).

1.5.3 Inklinometrie a její využití ve fyzioterapii

Inklinometr měří relativní úhel vzhledem k působení gravitace. Měřit může zároveň ve dvou osách - ve frontální a sagitální rovině. Také inklinometr se na měřený segment přichycuje lepicí páskou nebo speciálním popruhem. Při měření obou os, inklinometr měří v rozsahu 0-90°, při měření pouze jedné osy měří v rozsahu 0-180°. Ve fyzioterapii se využívá především pro analýzu předem definovaných pohybů a jako biofeedback při terapii (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.

Vědecká otázka 3

Jak ovlivňuje aplikace kinesio tapingu na paretickém ramenním pletenci u pacientů po cévní mozkové příhodě stranové výchyly trupu na paretickou a zdravou stranu při vstávání ze sedu a výskoku?

H₀7 Není rozdíl stranových výchylnkách trupu na paretickou stranu při vstávání ze sedu před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

H₀8 Není rozdíl stranových výchylnkách trupu na zdravou stranu při vstávání ze sedu před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

H₀9 Není rozdíl stranových výchylnkách trupu na paretickou stranu při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

H₀10 Není rozdíl stranových výchylnkách trupu na zdravou stranu při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

3 METODA 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. 86). 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. 87). 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. trapesius, m. serratus anterior, m. latissimus dorsi a m. supraspinatus (viz Příloha 2, str. 87).

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.88).

3.3 Klinické vyšetření a kineziologický rozbor

Před prvním a před třetím - závěrečným měřením byl proveden kineziologický rozbor (viz Příloha 4, str. 89 Příloha 5 str. 93). 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, cití, 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. Šířka 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. Kvůli flekčnímu momentu horních končetin byla při stávání ze sedu hodnocena 1. fáze a při výskoku byla hodnocena 2. fáze. 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. Pro vyhodnocení dat z akcelerometru a inklinometru byly vybrány průměrné hodnoty naměřené během výše uvedených fází. U akcelerometrie se jedná o gravitační zrychlení paretické horní končetiny, jednotka gravitačního zrychlení je g ($g = 9,82 \text{ m/s}^2$). Výstupní průměrné hodnoty neměřené inklinometrem jsou udávány ve stupních na levou a pravou stranu. 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 distribuci naměřených hodnot a malému počtu měření byl k testování použit neparametrický Wilcoxonův párový test s Bonferroniho korekcí signifikance a při statistickém zpracování se pracuje s mediánem maximálních hodnot. Bonferroniho korekce signifikance spočívá ve vynásobení přesně vypočítané hladiny signifikance testu počtem testů při opakovaných porovnáváních tak, aby chyba I. druhu při testování (tj. zamítnutí platné hypotézy) nepřesáhla 5%.

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 hodnotily 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 a m. serratus anterior. Pro m. trapezius, m. deltoideus a m. pectoralis major a 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 před aplikací (1. vs. 3. měření, medián aktivity 4,13 vs. 9,26). Hladina signifikance testu $p = 0,010 (< 0,05)$.

Signifikantní rozdíl ve svalové aktivitě byl prokázán také u svalu **m. serratus anterior**, vyšší svalová aktivita byla prokázána tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání se svalovou aktivitou před aplikací (1. vs. 3. měření, medián aktivity 1,44 vs. 2,78). Hladina signifikance testu $p = 0,018 (< 0,05)$. Hladině signifikance se přiblížila svalová aktivita m. serratus anterior tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, medián aktivity 1,46 vs. 2,78). Hladina signifikance testu $p = 0,079 (> 0,05)$.

Výsledky pro ověření hypotézy H_0 1 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 6, str. 95)

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

Název svalu a číslo měření	p
Trap 1 x Trap 2	0,984
Trap 1 x Trap 3	0,858
Trap 2 x Trap 3	0,547
Del 1 x Del 2	0,273
Del 1 x Del 3	1,000
Del 2 x Del3	0,984
Tric 1 x Tric 2	0,984
Tric 1 x Tric 3	0,010
Tric 2 x Tric 3	0,226
Pec 1 x Pec 2	1,000
Pec 1 x Pec 3	1,000
Pec 2 x Pec 3	1,000
Ser 1 x Ser 2	0,226
Ser 1 x Ser 3	0,018
Ser 2 x Ser 3	0,079

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, 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 velikosti svalové aktivity
Trap 1 x Trap 2	+1
Trap 1 x Trap 3	-31
Trap 2 x Trap 3	-31
Del 1 x Del 2	-48
Del 1 x Del 3	+35
Del 2 x Del3	+162
Tric 1 x Tric 2	+16
Tric 1 x Tric 3	+125
Tric 2 x Tric 3	+95
Pec 1 x Pec 2	-16
Pec 1 x Pec 3	-8
Pec 2 x Pec 3	+10
Ser 1 x Ser 2	+2
Ser 1 x Ser 3	+94
Ser 2 x Ser 3	+94

Legenda k Tabulce 2: Trap – m. trapesius, 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. trapesius, 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. triceps brachii a m. serratus anterior. Pro m. trapesius, m. deltoideus a m. pectoralis major nelze hypotézu zamítnout.

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

svalovou aktivitou před aplikací (1. vs. 3. měření, medián aktivity 8,38 vs. 17,78). Hladina signifikance testu $p = 0,010 (< 0,05)$.

Signifikantní rozdíl ve svalové aktivitě byl prokázán také u svalu **m. serratus anterior**, vyšší svalová aktivita byla prokázána tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání se svalovou aktivitou před aplikací (1. vs. 3. měření, medián aktivity 2,4 vs. 4,59). Hladina signifikance testu $p = 0,010 (< 0,05)$. Hladině signifikance se přiblížila svalová aktivita m. serratus anterior tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, medián aktivity 3,12 vs. 4,59). Hladina signifikance testu $p = 0,062 (> 0,05)$.

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 7, str. 97)

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

Název svalu a číslo měření	p
Trap 1 x Trap 2	1,000
Trap 1 x Trap 3	0,186
Trap 2 x Trap 3	0,186
Del 1 x Del 2	1,000
Del 1 x Del 3	1,000
Del 2 x Del3	1,000
Tric 1 x Tric 2	0,226
Tric 1 x Tric 3	0,010
Tric 2 x Tric 3	0,151
Pec 1 x Pec 2	1,000
Pec 1 x Pec 3	1,000
Pec 2 x Pec 3	1,000
Ser 1 x Ser 2	0,123
Ser 1 x Ser 3	0,010
Ser 2 x Ser 3	0,062

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, 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	+68
Trap 1 x Trap 3	+81
Trap 2 x Trap 3	+8
Del 1 x Del 2	+37
Del 1 x Del 3	+8
Del 2 x Del3	-21
Tric 1 x Tric 2	+27
Tric 1 x Tric 3	+113
Tric 2 x Tric 3	+68
Pec 1 x Pec 2	-8
Pec 1 x Pec 3	-27
Pec 2 x Pec 3	-20
Ser 1 x Ser 2	+30
Ser 1 x Ser 3	+92
Ser 2 x Ser 3	+48

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 H_03 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 8, str. 99)

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

Název svalu, strana a číslo měření	p
Trap PS 1 x Trap ZS 1	1,000
Trap PS 2 x Trap ZS 2	1,000
Trap PS 3 x Trap ZS 3	1,000
Del PS 1 x Del ZS 1	0,718
Del PS 2 x Del ZS 2	1,000
Del PS 3 x Del ZS 3	1,000
Tric PS 1 x Tric ZS 1	0,298
Tric PS 2 x Tric ZS 2	0,547
Tric PS 3 x Tric ZS 3	1,000
Pec PS 1 x Pec ZS 1	0,474
Pec PS 2 x Pec ZS 2	1,000
Pec PS 3 x Pec ZS 3	0,392
Ser PS 1 x Ser ZS 1	0,816
Ser PS 2 x Ser ZS 2	0,718
Ser PS 3 x Ser ZS 3	1,000

Legenda k Tabulce 5: PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, Trap – m. trapesius, 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, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 6 Procentuální rozdíl mediánu svalových aktivit 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	+62
Trap PS 2 x Trap ZS 2	+13
Trap PS 3 x Trap ZS 3	+3
Del PS 1 x Del ZS 1	-54
Del PS 2 x Del ZS 2	-40
Del PS 3 x Del ZS 3	-11
Tric PS 1 x Tric ZS 1	-41
Tric PS 2 x Tric ZS 2	-47
Tric PS 3 x Tric ZS 3	+89
Pec PS 1 x Pec ZS 1	-52
Pec PS 2 x Pec ZS 2	-28
Pec PS 3 x Pec ZS 3	-2
Ser PS 1 x Ser ZS 1	-29
Ser PS 2 x Ser ZS 2	-14
Ser PS 3 x Ser ZS 3	+71

Legenda k Tabulce 6: PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, Trap – m. trapesius, 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. trapesius, 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 H_04 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 9, str. 101)

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

Název svalu, strana a číslo měření	p
Trap PS 1 x Trap ZS 1	1,000
Trap PS 2 x Trap ZS 2	1,000
Trap PS 3 x Trap ZS 3	1,000
Del PS 1 x Del ZS 1	1,000
Del PS 2 x Del ZS 2	1,000
Del PS 3 x Del ZS 3	1,000
Tric PS 1 x Tric ZS 1	0,214
Tric PS 2 x Tric ZS 2	0,816
Tric PS 3 x Tric ZS 3	0,858
Pec PS 1 x Pec ZS 1	1,000
Pec PS 2 x Pec ZS 2	1,000
Pec PS 3 x Pec ZS 3	1,000
Ser PS 1 x Ser ZS 1	1,000
Ser PS 2 x Ser ZS 2	0,253
Ser PS 3 x Ser ZS 3	0,123

Legenda k Tabulce 7: PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, Trap – m. trapesius, 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, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 8 Procentuální rozdíl mediánu svalových aktivit paretické strany ve srovnání se zdravou stranou při výskoku.

Název svalu, strana a číslo měření	% rozdíl v mediánu svalové aktivity PS
Trap PS 1 x Trap ZS 1	+14
Trap PS 2 x Trap ZS 2	+22
Trap PS 3 x Trap ZS 3	+62
Del PS 1 x Del ZS 1	+18
Del PS 2 x Del ZS 2	+98
Del PS 3 x Del ZS 3	+51
Tric PS 1 x Tric ZS 1	-37
Tric PS 2 x Tric ZS 2	+36
Tric PS 3 x Tric ZS 3	+64
Pec PS 1 x Pec ZS 1	+24
Pec PS 2 x Pec ZS 2	0
Pec PS 3 x Pec ZS 3	-6
Ser PS 1 x Ser ZS 1	+9
Ser PS 2 x Ser ZS 2	-36
Ser PS 3 x Ser ZS 3	-38

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 hodnotily 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

Hypotéza 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.“ se na základě statistického vyhodnocení zamítá pro osu y. Pro osu x nelze hypotézu zamítnout.

Při vstávání ze sedu prokázal Wilcoxonův párový test signifikantně vyšší gravitační zrychlení paretické horní končetiny na ose y tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání se zrychlením před aplikací (1. vs. 3. měření, medián gravitačního zrychlení 0,0139 vs. 0,0251). Hladina signifikance testu $p = 0,030 (< 0,05)$.

Hladině signifikance se přiblížilo gravitační zrychlení paretické horní končetiny v ose x tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 3. měření, medián gravitačního zrychlení 0,0147 vs. 0,027). Hladina signifikance testu $p = 0,079 (> 0,05)$.

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 10, str. 103).

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

osa a číslo měření	p
X 1 vs. X 2	0,547
X 1 vs. X 3	0,079
X 2 vs. X 3	1,000
Y 1 vs. Y2	0,298
Y 1 vs. Y 3	0,030
Y 2 vs. Y 3	0,273

Legenda k Tabulce 9: 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, p – hladina statistické

významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 10 Procentuální vyjádření zvýšení mediánu gravitačního 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	+24
X 1 vs. X 3	+84
X 2 vs. X 3	+50
Y 1 vs. Y 2	+18
Y 1 vs. Y 3	+81
Y 2 vs. Y 3	+54

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 H_06

Hypotéza H_06 , která zní: „**Není rozdíl v gravitačním zrychlení paretické horní končetiny při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.**“ se na základě statistického vyhodnocení zamítá pro **osu x a y**.

Při výskoku prokázal Wilcoxonův párový test signifikantně vyšší gravitační zrychlení paretické horní končetiny na **ose x** tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání se zrychlením před aplikací (1. vs. 3. měření, medián gravitačního zrychlení 0,0493 vs. 0,0726). Hladina signifikance testu $p = 0,030 (< 0,05)$.

Signifikantní rozdíl v gravitačním zrychlení paretické horní končetiny byl prokázán také na **ose y** tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání se zrychlením před aplikací (1. vs. 3. měření, medián gravitačního zrychlení 0,0405 vs. 0,0658). Hladina signifikance testu $p = 0,010 (< 0,05)$.

Výsledky pro ověření hypotézy H_0 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 11, str. 104).

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

osa a číslo měření	p
X 1 vs. X 2	0,547
X 1 vs. X 3	0,030
X 2 vs. X 3	0,640
Y 1 vs. Y2	0,103
Y 1 vs. Y 3	0,010
Y 2 vs. Y 3	1,000

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

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

osa a číslo měření	% zvýšení mediánu zrychlení
X 1 vs. X 2	+33
X 1 vs. X 3	+48
X 2 vs. X 3	+11
Y 1 vs. Y2	+37
Y 1 vs. Y 3	+63
Y 2 vs. Y 3	+19

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.

4.3 Výsledky k vědecké otázce 3

Vědecká otázka 3 zněla: „**Jak ovlivňuje aplikace kinesio tapingu na paretickém ramenním pletenci u pacientů po cévní mozkové příhodě stranové výchyly trupu na paretickou a zdravou stranu při vstávání ze sedu a výskoku?**“

Vědecká otázka byla řešena ve čtyřech hypotézách (H_{07} - H_{010}), kdy se hodnotily rozdíly ve stranových výchylnkách trupu na paretickou a zdravou stranu při vstávání ze sedu a výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.

4.3.1 Výsledky k hypotéze H_{07}

Hypotéza H_{07} , která zní: „**Není rozdíl stranových výchylnkách trupu na paretickou stranu při vstávání ze sedu před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.**“ se na základě statistického vyhodnocení zamítá.

Při vstávání ze sedu prokázal Wilcoxonův párový test signifikantně nižší stranové výchyly trupu na paretickou stranu tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 3. měření, medián stranových výchyln 18,6 vs. 8,9). Hladina signifikance testu $p = 0,010 (< 0,05)$. Signifikantně nižší stranové výchyly byly také prokázány tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, medián stranových výchyln 13,5 vs. 8,9). Hladina signifikance testu $p = 0,018 (< 0,05)$. Hladině signifikance se přiblížilo snížení stranových výchyln bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 2. měření, medián stranových výchyln 18,6 vs. 13,5). Hladina signifikance testu $p = 0,084 (> 0,05)$.

Výsledky pro ověření hypotézy H_{07} jsou uvedeny v tabulce výsledky testových statistik (Tabulka 13) Procentuální vyjádření snížení stranových výchyln trupu

na paretickou stranu je uvedeno v Tabulce 14. Graf mediánu stranových výchylek je uveden v Příloze (viz Příloha 12, str. 105).

Tabulka 13 Výsledky testových statistik pro stranové výchylky trupu na paretickou stranu při vstávání ze sedu.

Strana číslo měření	p
PS 1 vs. PS 2	0,084
PS 1 vs. PS 3	0,010
PS 2 vs. PS 3	0,018

Legenda k Tabulce 13: PS – paretická strana, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 14 Procentuální vyjádření snížení mediánu stranových výchylek trupu na paretickou stranu při vstávání ze sedu.

číslo měření	% snížení mediánu stranových výchylek
1 vs. 2	-27
1 vs. 3	-52
2 vs. 3	-34

Legenda k Tabulce 14: 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, - – snížení mediánu stranových výchylek.

4.3.2 Výsledky k hypotéze H₀₈

Hypotéza H₀₈, která zní: „Není rozdíl stranových výchylkách trupu na zdravou stranu při vstávání ze sedu před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.“ se na základě statistického vyhodnocení zamítá.

Při vstávání ze sedu prokázal Wilcoxonův párový test signifikantně nižší stranové výchylky trupu na zdravou stranu bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 2. měření, medián stranových výchylek 20,4 vs. 15,4). Hladina signifikance testu $p = 0,014 (< 0,05)$. Signifikantně nižší stranové výchylky byly také prokázány tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 3. měření, medián stranových výchylek 20,4 vs. 11,1). Hladina signifikance testu $p = 0,010 (< 0,05)$. Hladině signifikance se přiblížilo snížení stranových výchylek tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání bezprostředně po aplikaci (2. vs. 3. měření, medián stranových výchylek 15,4 vs. 11,1). Hladina signifikance testu $p = 0,062 (> 0,05)$.

Výsledky pro ověření hypotézy H₀₈ jsou uvedeny v tabulce výsledky testových statistik (Tabulka 15) Procentuální vyjádření snížení stranových výchylek trupu na zdravou stranu je uvedeno v Tabulce 16. Graf mediánu stranových výchylek je uveden v Příloze (viz Příloha 13, str. 106).

Tabulka 15 Výsledky testových statistik pro stranové výchylky trupu na zdravou stranu při vstávání ze sedu.

Strana a číslo měření	p
ZS 1 vs. ZS 2	0,014
ZS 1 vs. ZS 3	0,010
ZS 2 vs. ZS 3	0,062

Legenda k Tabulce 15: ZS – zdravá strana, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 16 Procentuální vyjádření snížení mediánu stranových výchylek trupu na zdravou stranu při vstávání ze sedu.

číslo měření	% snížení mediánu stranových výchylek
1 vs. 2	-24
1 vs. 3	-45
2 vs. 3	-27

Legenda k Tabulce 16: 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, - – snížení mediánu stranových výchylek.

4.3.3 Výsledky k hypotéze H₀₉

Hypotéza H₀₉, která zní: „**Není rozdíl stranových výchylek trupu na paretickou stranu při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.**“ se na základě statistického vyhodnocení zamítá.

Při výskoku prokázal Wilcoxonův párový test signifikantně nižší stranové výchylky trupu na paretickou stranu bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 2. měření, medián stranových výchylek 16,5 vs. 9,43). Hladina signifikance testu $p = 0,018 (< 0,05)$. Signifikantně nižší stranové výchylky byly také prokázány tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 3. měření, medián stranových výchylek 16,5 vs. 11). Hladina signifikance testu $p = 0,010 (< 0,05)$.

Výsledky pro ověření hypotézy H₀₉ jsou uvedeny v tabulce výsledky testových statistik (Tabulka 17) Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení stranových výchylek trupu na paretickou stranu je uvedeno v Tabulce 18. Graf mediánu stranových výchylek je uveden v Příloze (viz Příloha 14, str. 107).

Tabulka 17 Výsledky testových statistik pro stranové výchylky trupu na paretickou stranu při výskoku.

Strana číslo měření	p
PS 1 vs. PS 2	0,018
PS 1 vs. PS 3	0,010
PS 2 vs. PS 3	1,000

Legenda k Tabulce 17: PS – paretická strana, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 18 Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu stranových výchylek trupu na paretickou stranu při výskoku.

číslo měření	% zvýšení nebo snížení mediánu směrových výchylek
1 vs. 2	-42
1 vs. 3	-33
2 vs. 3	+17

Legenda k Tabulce 18: 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, - – snížení mediánu stranových výchylek, + – zvýšení mediánu stranových výchylek.

4.3.4 Výsledky k hypotéze H_010

Hypotéza H_010 , která zní: „**Není rozdíl stranových výchylkách trupu na zdravou stranu při výskoku před, bezprostředně po a tři dny od aplikace kinesio tapingu.**“ se na základě statistického vyhodnocení zamítá.

Při výskoku prokázal Wilcoxonův párový test signifikantně nižší stranové výchylky trupu na zdravou stranu bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu

ve srovnání před aplikací (1. vs. 2. měření, medián stranových výchylek 24,2 vs. 12,5). Hladina signifikance testu $p = 0,023 (< 0,05)$. Signifikantně nižší stranové výchylky byly také prokázány tři dny od aplikace kinesio tapingu ve srovnání před aplikací (1. vs. 3. měření, medián stranových výchylek 24,2 vs. 12,3). Hladina signifikance testu $p = 0,010 (< 0,05)$.

Výsledky pro ověření hypotézy $H_{0,10}$ jsou uvedeny v tabulce výsledky testových statistik (Tabulka 19) Procentuální vyjádření snížení stranových výchylek trupu na zdravou stranu je uvedeno v Tabulce 20. Graf mediánu stranových výchylek je uveden v Příloze (viz Příloha 15, str. 108).

Tabulka 19 Výsledky testových statistik pro stranové výchylky trupu na zdravou stranu při výskoku.

Strana a číslo měření	p
ZS 1 vs. ZS 2	0,023
ZS 1 vs. ZS 3	0,010
ZS 2 vs. ZS 3	0,392

Legenda k Tabulce 19: ZS – zdravá strana, 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 20 Procentuální vyjádření snížení mediánu stranových výchylek trupu na zdravou stranu při výskoku.

číslo měření	% snížení mediánu stranových výchylek
1 vs. 2	-48
1 vs. 3	-49
2 vs. 3	-1

Legenda k Tabulce 20: 1 – měření před aplikací tapingu, 2 – měření bezprostředně po aplikaci tapingu, 3 – měření tři dny od aplikace tapingu, - – snížení mediánu stranových výchylek.

5 DISKUZE

Cílem této kapitoly je zhodnotit výsledky měření, 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, vliv na dynamiku paretické paže a na stranové výchylky trupu 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 dochází k největšímu 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 ($42,3 \pm 49,8$) s postižením dominantní horní končetiny. 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. trapesius, 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 případného 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. trapesius 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. trapesius, 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, gravitační zrychlení a stranové výchylky trupu změní bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu tj. porovnávali jsme data naměřená bez kinesio tapingu a bezprostředně po jeho aplikaci (1. a 2. měření). Dále nás zajímalo porovnání dat 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 data naměřená bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu a tři dny od aplikace (2. a 3. měření).

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

M. trapezius bývá často po CMP postižen spasticitou, což následně funkčně znevýhodňuje m. deltoideus (Schusterová et al., 2004). Tento vztah mezi svaly je vyjádřen v našich výsledcích při vstávání ze sedu. Přestože mediány svalových aktivit nebyly statisticky významné, zaznamenali jsme snížení aktivity m. trapezius při současném navýšení aktivity m. deltoideus.

Během výskoku došlo u m. trapezius k navýšení mediánu svalové aktivity, opět ale bez statistické významnosti. 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). Navýšení aktivity během našeho měření poukazuje, že taping „scapula“ vytváří výhodnější podmínky pro funkční zapojení tohoto svalu. Přes svalovou smyčku m. trapezius, m. serratus anterior a m. latissimus dorsi byla lopatka lépe fixována, čímž se změnilo nastavení polohy jamky a zlepšila se funkce ramenního kloubu a horní končetiny. 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.

M. deltoideus

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). 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). Také spasticita m. trapezius a m. pectoralis major může znevýhodňovat m. deltoideus ve své funkci (Schusterová et al., 2004). Výsledky našeho měření ukazují, že se zlepšilo zapojení m. deltoideus během vstávání ze sedu i výskoku, což odpovídá tvrzení Jaraczewské a Longa (2006), že kinesio taping aplikovaný na tento sval facilituje jeho aktivitu. Dochází tak ke zlepšení jeho funkčního zapojení do pohybu a působí také jako prevence vzniku subluxe. Vliv na toto zlepšení může mít také snížení mediánu svalových aktivit jeho antagonisty m. pectoralis major.

M. triceps brachii

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. Naše měření ukazují, že došlo k signifikantnímu navýšení mediánu svalových aktivit jak během vstávání ze sedu, tak během výskoku. Facilitace svalové aktivity stoupá s dobou od aplikace kinesio tapingu. To by odpovídalo tvrzení Kase et al. (2003), který doporučuje minimálně tři denní působení kinesio tapingu. Výsledky 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.

M. pectoralis major

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 ke snížení mediánu svalových aktivit m. pectoralis major při vstávání ze sedu i výskoku. Toto působení může být následkem přímého zatapování tohoto svalu a také tapingem „scapula“, kdy došlo k inhibici spastického svalu.

M. serratus anterior

Po CMP často dochází k funkčnímu útlumu m. serratus anterior spastickými antagonisty mm. rhomboidei a m. trapesius (Schusterová et al., 2004). Při našem měření došlo ke statisticky významnému nárůstu mediánu svalových aktivit během vstávání ze sedu i výskoku, opět při dlouhodobějším působení kinesio tapingu. Trend ve zvýšení velikosti svalové aktivity může být dán jednak snížením mediánu svalových aktivit m. trapesius nebo přímou aplikací kinesio tapingu na tento sval. Roli zde může hrát také zatapování jeho antagonistů při elevaci horní končetiny – mm.

rhomboidei. Taping mohl napomoci ke zlepšení motorického řízení této reciproční dvojice a m. serratus anterior tak mohl lépe zevně rotovat dolní úhel lopatky a zlepšit tak postavení kloubní jamky při flexi horní končetiny během obou aktivit. Toto tvrzení podporuje výsledky Yasukawové (2006), že aplikace kinesio tapingu na paretický m. serratus anterior facilituje jeho funkci a následně tím zlepšuje pohyblivost lopatky.

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.

Následkem CMP dochází k poruše senzomotorické integrace a zpracování aferentních signálů. Je narušena koordinace jednotlivých svalů bilaterálně, tj. i na zdravé straně. Tato diskoordinace má vliv na zpomalení provedení pohybu (Garland, 2009). Na zdravé straně dochází i k deficitu propriocepce, což má za následek ovlivnění pohybu, pozice a stability obou kloubů (Niessen et al., 2008).

M. trapezius

Přestože rozdíly v mediánech svalové aktivity nebyly statisticky významné, výsledky měření během vstávání ze sedu nasvědčují tomu, že taping „scapula“, zahrnující střední a dolní vlákna m. trapezius, tlumí aktivitu tohoto svalu a dochází tak k rovnoměrnější aktivaci mezi paretickou a zdravou stranou.

Přesně naopak tomu bylo během výskoku, kdy se rozdíl v mediánech svalové aktivity mezi paretickou a zdravou stranou postupně zvyšuje ve prospěch paretické strany.

M. deltoideus

Přestože rozdíly v mediánech svalové aktivity však nebyly statisticky významné, je ve výsledcích při vstávání ze sedu patrný trend k facilitaci svalové aktivity m. deltoideus kinesio tapem umístěným přímo na tento sval. Kinesio taping postupně

navýšil svalovou aktivitu paretického m. deltoideus natolik, že téměř došlo k vyrovnání aktivit mezi paretickou a zdravou stranou.

Během výskoku dochází naopak ke zvýšení rozdílu mediánu svalových aktivit paretické strany ve srovnání se zdravou stranou ve prospěch paretické strany.

M. triceps brachii

Přestože rozdíly v mediánech svalových aktivit však nebyly statisticky významné, při vstávání ze sedu i výskoku 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

Přestože rozdíly v mediánech svalových aktivit tohoto svalu nebyly statisticky významné, je při vstávání ze sedu i výskoku patrný trend k vyrovnání mediánu svalových aktivit.

M. serratus anterior

Přestože rozdíly v mediánech svalové aktivity nebyly statisticky významné, výsledky měření během vstávání ze sedu nasvědčují tomu, že taping „scapula“, zahrnující i m. serratus anterior, facilite aktivitu tohoto svalu.

Během výskoku dochází naopak ke zvýšení rozdílu mediánu svalových aktivit paretické strany ve srovnání se zdravou stranou ve prospěch zdravé strany.

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

Po CMP dochází k narušení recipročního vztahu mezi agonistou a antagonistou a dochází tak ke zhoršení koordinace, zvýšení reakční doby a zpomalení pohybu (Garland, 2009). Janssen et al. (2002) ve své studii uvádí, že pokud dojde ke zrychlení provedení vstávání ze sedu, dojde k ovlivnění především vertikálního momentu, zatímco horizontální zůstává téměř nezměněn. Naše výsledky, které dosáhly hladiny statistické významnosti během vstávání ze sedu i výskoku ukazují, že kinesio taping ovlivňuje gravitační zrychlení paretické horní končetiny v obou měřených osách. Facilitace gravitačního zrychlení stoupá s dobou od aplikace kinesio tapingu. Ke zvýšení zrychlení paretické horní končetiny došlo pravděpodobně především kvůli zlepšení zapojení m. deltoideus, který byl přímo tapován a u kterého byl patrný nárůst mediánu svalových aktivit během vstávání ze sedu i výskoku. Vliv na zvýšení zrychlení může mít také zlepšení propriocepce z ramenního kloubu. Deficit propriocepce a porucha senzomotorické integrace u pacientů po CMP významně ovlivňuje motorické chování a učení nejen celých pohybových vzorů, ale i jednotlivých sekvencí pohybu (Vidoni and Boyd, 2009). K alteraci propriocepce dochází nejen u hemiparetického ramenního kloubu, ale i u zdravého (Niessen et. al., 2008). Vliv na zlepšení propriocepce po aplikaci kinesio tapingu u pacientů po CMP popisuje ve své studii Jaraczewská a Long (2006).

5.3 Diskuze k vědecké otázce 3

Vědecká otázka 2 zněla: „**Jak ovlivňuje aplikace kinesio tapingu na paretickém ramenním pletenci u pacientů po cévní mozkové příhodě stranové výchylky trupu na paretickou a zdravou stranu při vstávání ze sedu a výskoku?**“

Cílem této otázky bylo zjistit, zdali se aplikace kinesio tapingu projeví na velikosti stranových výchylek trupu při vstávání ze sedu a výskoku bezprostředně po aplikaci kinesio tapingu a tři dny od aplikace. Ve čtyřech hypotézách (H_07 - H_010) jsme porovnávali velikost stranových výchylek trupu na paretickou a zdravou stranu.

5.3.1 Diskuze k hypotézám H_07 a H_08

Stranové výchylky trupu při první fázi vstávání ze sedu jsou u pacientů po CMP až o 50% vyšší než u zdravé populace (Roy et. al. 2006). Schopnost provedení aktivity vstávání ze sedu ovlivňuje délku nemocničního pobytu (Garland, 2009). Provedení vstávání ze sedu a výskoku klade vysoké nároky na rovnováhu a stejně jako při iniciaci chůze jsou do řízení těchto aktivit zapojeny nejvyšší centra posturální kontroly (Le Pellec and Maton, 1999). Stupeň narušení posturální kontroly po CMP je jeden z nejvýznamnějších prediktorů nezávislého života (Geurts et. al., 2005) a stabilita trupu ve vzpřímené pozici při volných pohybech je základ všech aktivit denního života (ADL) (Magnusson et. al., 1994). Při vstávání ze sedu došlo ke statisticky významnému snížení výchylek trupu na paretickou a zdravou stranu. Výsledky byly opět závislé na době aplikace, kdy se výchylky snižují s dobou od aplikace kinesio tapingu. Kinesio taping pravděpodobně poskytl probandům zevní oporu, která snížila stupně volnosti a umožnila tak zlepšení trupové stability. Roli zde může hrát i zlepšení souhry mezi svaly tvořící svalové smyčky z horní končetiny a lopatky na trup. Jde především o smyčku m. serratus anterior a jeho funkční propojení s mm. obliqui, o m. pectoralis major a jeho funkční spojení přes humerus s m. latissimus dorsi. Významné smyčky jsou i m. pectoralis major přes fascii přední plochy hrudníku až k mm. obliqui zepředu a přes m. latissimus dorsi zezadu, kde vliv těchto dvou smyček končí až na dolních končetinách. Také snížení interních perturbací probandů může vést k našim výsledkům. Garland (2009) uvádí, že po CMP dochází při funkčních pohybech k narušení anticipace, dochází k dřívější aktivaci ipsilaterálních svalů končetin a trupu než kontralaterálních (vzhledem k hemiparéze). Tato asymetrie může ovlivnit stabilitu a provedení daného pohybu.

5.3.2 Diskuze k hypotézám H₀9 a H₀10

Také při výskoku došlo ke statisticky významnému snížení výchylek trupu na paretickou a zdravou stranu. Výsledky byly opět závislé na době aplikace, kdy se výchyly snižují s dobou od aplikace kinesio tapingu.

5.4 Výstup pro klinickou praxi

Pokud bychom naše výsledky shrnuli, získáme jasný výstup využití kinesio tapingu v klinické praxi jako podporu klasické fyzioterapie a aktivit denního života. Naše výsledky ukazují, že kinesio taping má jednoznačný vliv na:

- synergie svalů paretického i zdravého ramenního pletence, čímž ovlivňuje strategii pohybu.

Koordinovaná interakce mezi horní končetinou a zbytkem těla je základem k dosažení plného potenciálu obnovy funkce horní končetiny (Raine et. al., 2009). Kinesio taping může ovlivnit motorické učení a tím i podporu plasticity mozkové tkáně.

Dále má vliv na:

- trupovou stabilitu.

Trupová stabilita je základem pro bezpečný přechod ze sedu do vertikály a při pohybu ve vertikále. Cheng et al. (1998) uvádí, že riziko pádu při vstávání ze sedu je signifikantně vyšší u osob po CMP než u zdravých jedinců. Riziko pádu, případného úrazu a další hospitalizace může být díky kinesio tapingu sníženo.

Z výsledků klinického vyšetření, které nebylo statisticky zpracováno, vyplývá, že kinesio taping měl vliv také na (viz Příloha 5, str. 95):

- snížení spasticity;
- zvýšení rozsahu pohybu v ramenním kloubu;
- joint play GH, AC, SC kloubu
- jemnou motoriku ruky.

5.5 Limity měření

Hlavním limitem výzkumu k diplomové práci bylo, že jsme pracovali převážně s již naměřenými daty. Aplikace kinesio tapingu ramenního pletence musela být v našich měřeních nepozměněna, takže nebylo možné taping nalepit tak, aby cíleně podpořil flekční moment horní končetiny při aktivitách vstávání ze sedu a výskoku. Pokud bychom chtěli flekční moment podpořit, byla by kinesio tape aplikovaný na m. deltoideus – přední část aplikován pod větším tahem.

Dále má na získaná data vliv 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 a m. serratus anterior paretické strany při vstávání ze sedu a výskoku, v obou případech tři dny od aplikace kinesio tapingu v porovnání bez aplikace. 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. Zde jsme opět získali statisticky významné hodnoty, které byly patrné při dlouhodobějším působení tapu. Změny ve zrychlení také nedosáhly při krátkodobém působení tapu nedosáhly hladiny statistické významnosti, nicméně je zde opět patrný trend v nárůstu gravitačního zrychlení v závislosti na době od aplikace. Statisticky významné hodnoty jsme získali i při řešení třetí vědecké otázky, která se zabývala změnou stranových výchylek trupu. Ke snížení výchylek došlo nejen při dlouhodobějším působení kinesio tapu, ale i bezprostředně po aplikaci. Z výsledků kineziologického vyšetření, které ovšem nebylo dále statisticky zpracováno, vyplývá, že kinesio taping pozitivně ovlivnil spasticitu, rozsah pohybu v ramenním kloubu a joint-play GH, SC a AC kloubu a na jemnou motoriku ruky.

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>>.

ANONYMOUS: Two Dimensional Inclination Sensor. *Noraxon USA Inc.* [online]. 2009, p. 1 - 2. [citace 2012-06-24]. Dostupné na WWW: <<http://www.noraxon.com/downloads/documents/sensors/Inclinometer.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.remedia.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>>.

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.

GEURTS A.C.H. et al.: A review of standing balance recovery from stroke. *Gait and Posture*. 2005, vol. 22, p. 267 – 281. ISSN 0966-6362.

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>>.

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.

CHENG, P. T. et al.: The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Archive of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1998, p. 1043-1046. ISSN 0003-9993.

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. ISSN 1053-8135.

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>>.

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.

MAGNUSSON, M., JOHANSSON, K. JOHANSSON, B.B. Sensory stimulation promotes normalization of postural control after stroke. *Stroke*. 1994, vol. 25, p. 1176-1180. ISSN 15244628.

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.

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.

NIESSEN et. al.: Proprioception of the Shoulder After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008, vol. 89, p. 333-338. ISSN 0003-9993.

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

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

PELLEC, A. LE, 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.

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.

ROY, G. et al.: The effect of foot position and chair height on the asymmetry of vertical forces during sit to stand and stand to sit tasks in individuals with hemiparesis. *Clinical Biomechanics*. 2006, vol. 21, p. 585-593. ISSN 1939-1471.

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.

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.

VIDONI, E. D., BOYD, L. A.: Preserved motor learning after stroke is related to the degree of proprioceptive deficit. *Behavioral and Brain Functions*. 2009, vol. 5. ISSN 1744-9081.

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
AC	akromioklavikulární kloub
ADL	activities of daily living
ACM	arteria cerebri media
AH	aktivační hodnota
cm	centimetr
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervová soustava
COM	center of mass
dx.	dexter
EKG	elektrokardiogram
EMG	elektromyografie
g	gram
GH	glenohumerální kloub
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
RK	ramenní kloub
RMS	root mean square
SAK	subarachnoideální krvácení
SC	sternoklavikulární kloub
SH	skapulohumerální
sin.	sinister
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).	27
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 svalových aktivit 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 svalových aktivit paretické strany ve srovnání se zdravou stranou při výskoku.	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 mediánu gravitačního 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 mediánu gravitačního zrychlení paretické horní končetiny v ose x a y při výskoku.	50
Tabulka 13 Výsledky testových statistik pro stranové výchylky trupu na paretickou stranu při vstávání ze sedu.	52
Tabulka 14 Procentuální vyjádření snížení mediánu stranových výchylek trupu na paretickou stranu při vstávání ze sedu.	52

Tabulka 15 Výsledky testových statistik pro stranové výchylky trupu na zdravou stranu při vstávání ze sedu.	53
Tabulka 16 Procentuální vyjádření snížení mediánu stranových výchylek trupu na zdravou stranu při vstávání ze sedu.	54
Tabulka 17 Výsledky testových statistik pro stranové výchylky trupu na paretickou stranu při výskoku.....	55
Tabulka 18 Procentuální vyjádření zvýšení nebo snížení mediánu stranových výchylek trupu na paretickou stranu při výskoku.	55
Tabulka 19 Výsledky testových statistik pro stranové výchylky trupu na zdravou stranu při výskoku.....	56
Tabulka 20 Procentuální vyjádření snížení mediánu stranových výchylek trupu na zdravou stranu při výskoku.	57

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Poučení a souhlas probanda.	86
Příloha 2 Umístění elektrod, senzorů a kinesio tapingu.	87
Příloha 3 Základní anamnestické údaje probandů.	88
Příloha 4 Vstupní a výstupní kineziologický rozbor.	89
Příloha 5 Vybrané výsledky kineziologického vyšetření.	93
Příloha 6 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_01	95
Příloha 7 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_02	97
Příloha 8 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_03	99
Příloha 9 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_04	101
Příloha 10 Graf mediánu zrychlení k hypotéze H_05	103
Příloha 11 Graf mediánu zrychlení k hypotéze H_06	104
Příloha 12 Graf mediánu stranových výchylek k hypotéze H_07	105
Příloha 13 Graf mediánu stranových výchylek k hypotéze H_08	106
Příloha 14 Graf mediánu stranových výchylek k hypotéze H_09	107
Příloha 15 Graf mediánu stranových výchylek k hypotéze H_010	108

PŘÍLOHY

Příloha 1 Poučení a souhlas probanda.

Poučení a souhlas probanda

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Tř. Svobody 8

771 11 Olomouc

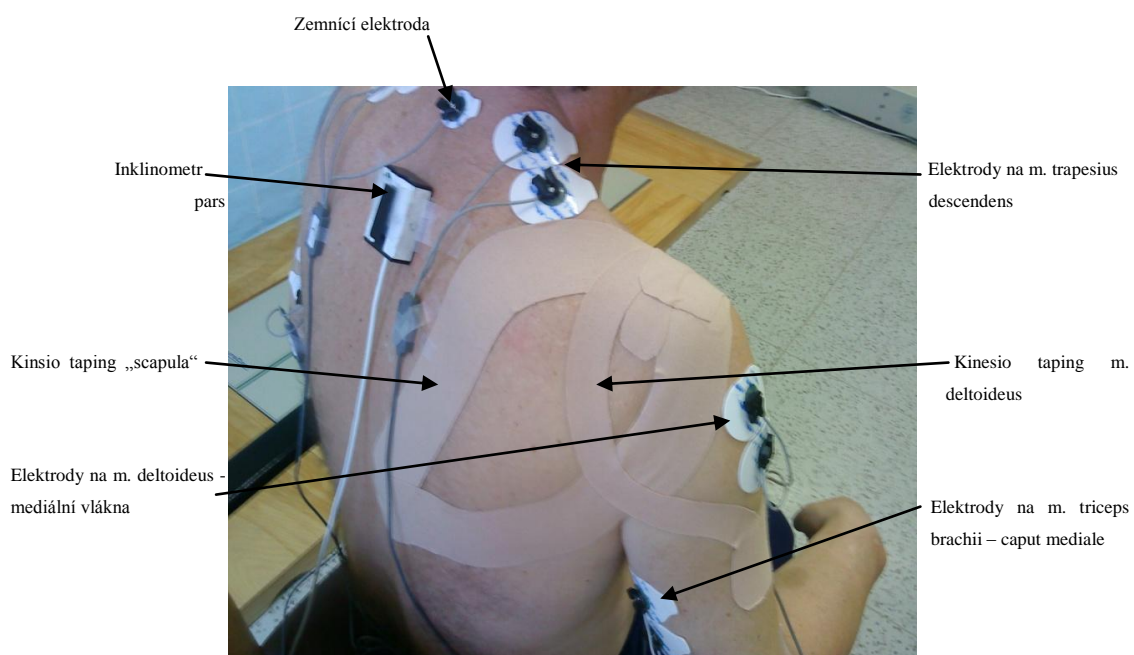
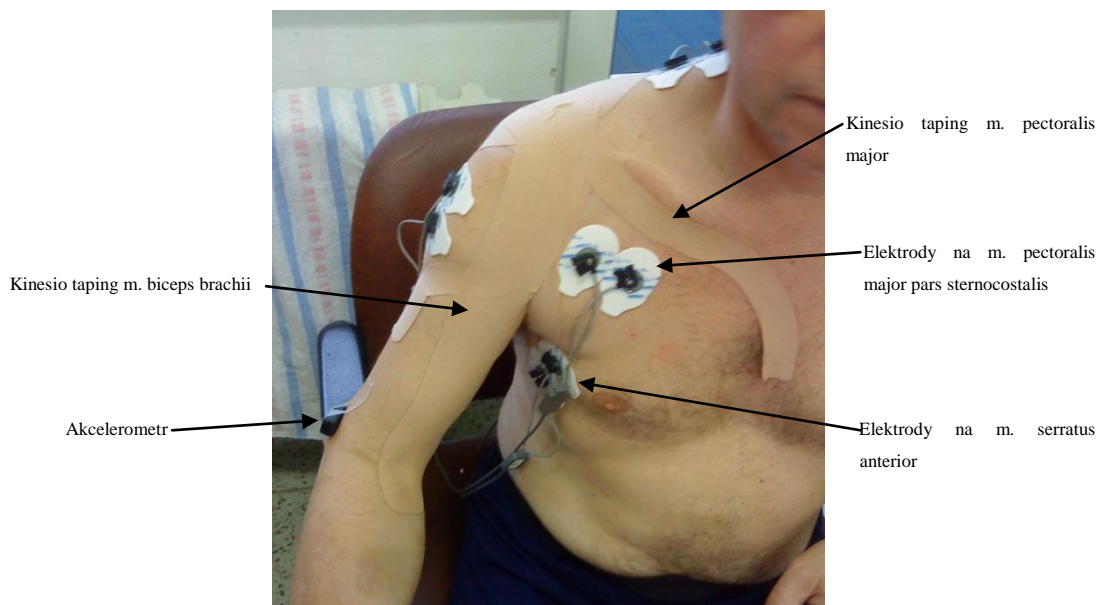
Pacient/ka souhlasí s provedením elektromyografického vyšetření v kineziologické laboratoři KRTVL FN Olomouc a s kineziologickým vyšetřením pro měření k diplomové práci s názvem Vliv kinesio tapingu na ramenní pletenec hemiparetiků při vstávání ze sedu a výskoku, kterou zpracovává Bc. Eva Bihářiová pod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

Příloha 4 Vstupní a výstupní kineziologický rozbor.

Vstupní – výstupní kineziologický rozbor

Datum vyšetření:

Proband:

Pohlaví:

Rok narození:

Datum vzniku CMP:

Typ CMP:

Dominantní strana:

Psychika a komunikace:

- Spolupráce:
- Stav vědomí:
- Orientace:
- Psychomotorické tempo:
- Komunikace:

Anamnéza:

- OA:

- NO:

Čítí:

- Povrchové:

- Hluboké:

Trofika:

Svalový tonus:

- Spasticita – Modifikovaná Ashworthova škála:

Reflexy:**Pyramidové jevy:****Mozečkové příznaky:****Propojení horní – dolní trup:****Stabilita:**

SED antero-posteriorní:

SED latero – laterální:

STOJ antero-posteriorní:

STOJ latero – laterální:

Výpad:

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:

Substituce, souhyby, asociované reakce, reflexní změny v oblasti RAK:

Joint – play:

- GH skloubení:
- AC skloubení:
- SC skloubení:

Jemná motorika – úchopy:

- Špetka:
- Válec:
- Palec – ukazovák:
- Palec – prostředník:
- Palec – malík:

Chůze:

- Typ:
- Tempo:
- Délka kroků:
- Souhyb HKK:
- Poměr stojné a švihové fáze:

Jiná výrazná patologie:

Příloha 5 Vybrané výsledky kineziologického vyšetření.

Modifikovaná Ashwortova škála spasticity		
Proband	1. měření	2. měření
1	1+	1
2	1+	1
3	1+	1
4	0	0
5	3	2
6	1+	1
7	2	1+
8	0	0
9	2	1+
10	1+	1
11	1	x
12	2	1+

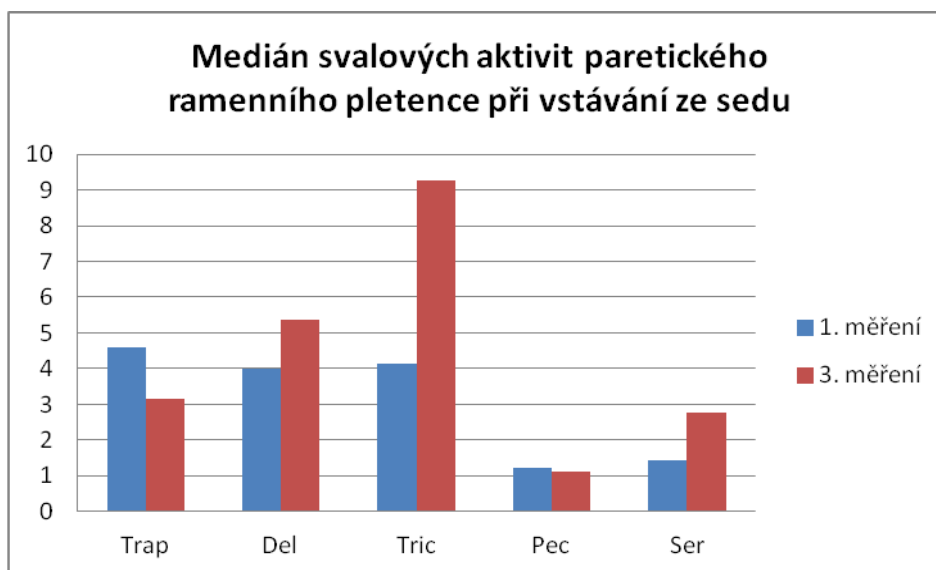
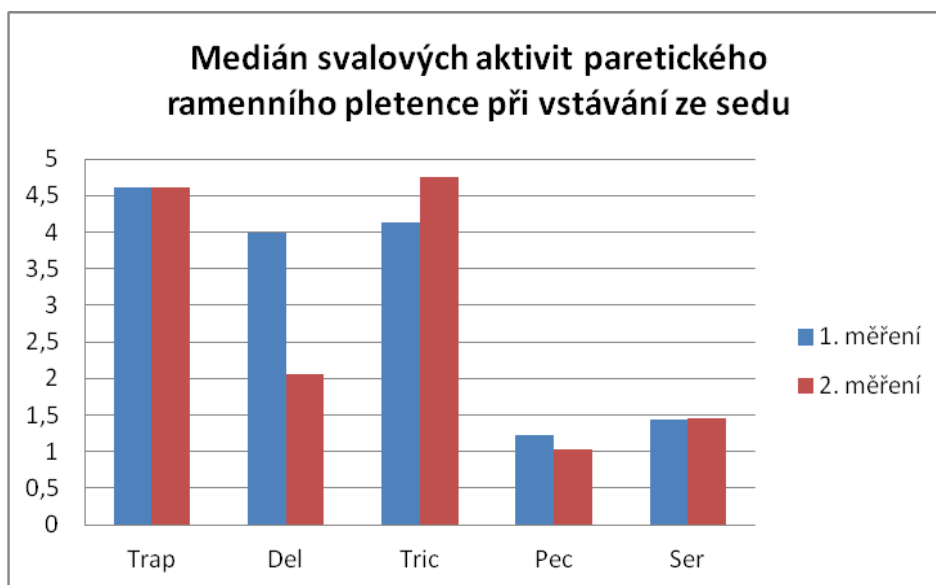
Goniometrie - změny rozsahu pohybu RK při 2. měření						
Proband	Flexe aktivně	Flexe pasivně	Abdukce aktivně	Abdukce pasivně	Zevní rotace aktivně	Zevní rotace pasivně
1	15	0	20	15	30	30
2	5	40	40	50	20	0
3	10	10	5	5	5	20
4	10	5	5	10	5	5
5	20	5	0	5	15	15
6	30	20	10	40	20	10
7	5	10	10	15	5	5
8	10	10	10	10	15	15
9	5	10	5	10	5	5
10	10	5	5	5	10	15
11	20	x	15	x	10	x
12	10	15	15	15	10	10

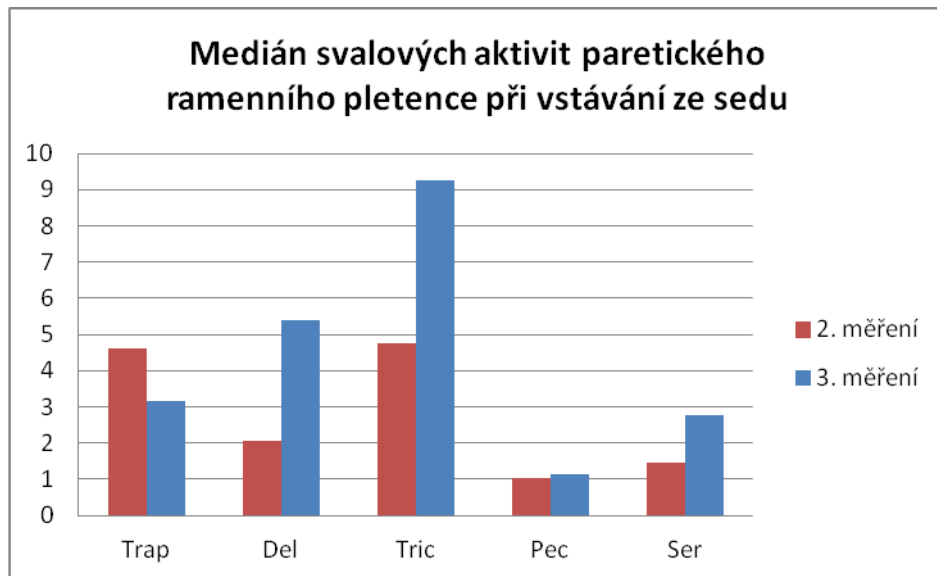
Joint - play						
Proband	GH 1. měření	GH 2. měření	AC 1. měření	AC 2. měření	SC 1. měření	SC 2. měření
1	ne	ano	ano	ano	ne	ano
2	ano	ano	ano	ano	ano	ano
3	ano	ano	ne	ano	ne	ano
4	ano	ano	ne	ano	ano	ano
5	ne	ano	ne	ano	ne	ano
6	ano	ano	ne	ano	ne	ano
7	ne	ano	ne	ano	ne	ano
8	ano	ano	ne	ano	ne	ano
9	ne	ano	ne	ano	ano	ano
10	ne	ano	ne	ano	ne	ano
11	ano	x	ne	x	ne	x
12	ano	ano	ne	ne	ne	ano

Jemná motorika						
Proband	Špetka 1. měření	Špetka 2. měření	Válec 1. měření	Válec 2. měření	Palec - malík 1. měření	Palec - malík 2. měření
1	ne	ano	ne	ano	ne	ano
2	ano	ano	ne	ano	ano	ano
3	ne	ano	ne	ano	ne	ano
4	ano	ano	ne	ano	ano	ano
5	ne	ano	ne	ano	ne	ano
6	ano	ano	ne	ne	ne	ano
7	ano	ano	ano	ano	ano	ano
8	ano	ano	ne	ano	ne	ano
9	ne	ano	ne	ano	ano	ano
10	ano	ano	ano	ano	ano	ano
11	ne	x	ne	x	ano	x
12	ano	ano	ne	ano	ne	ano

Legenda k Příloze 5: RK – ramenní kloub, GH – glenohumerální kloub, AC – akromioklavikulární kloub, SC – sternoklavikulární kloub.

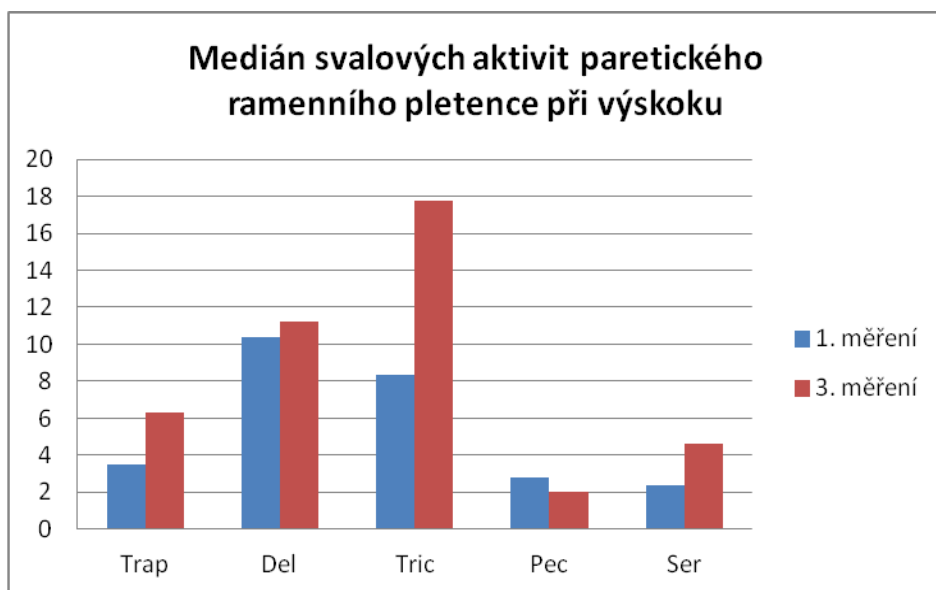
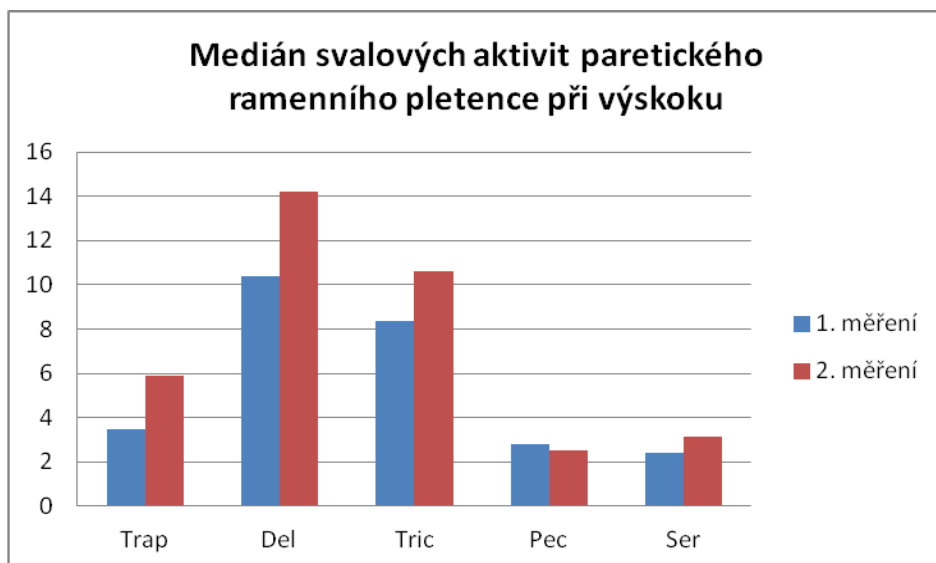
Příloha 6 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_01 .

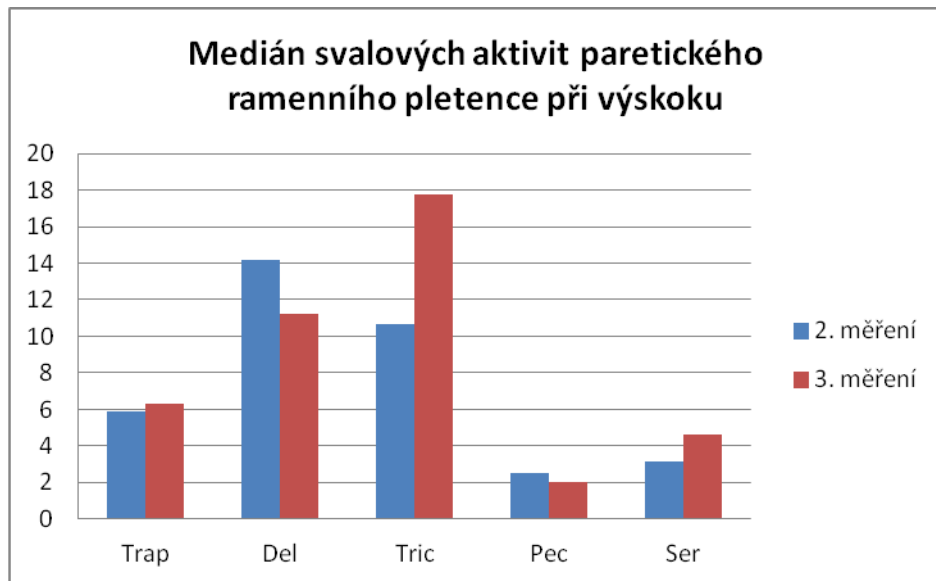




Legenda k Příloze 5: Trap – m. trapesius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior.

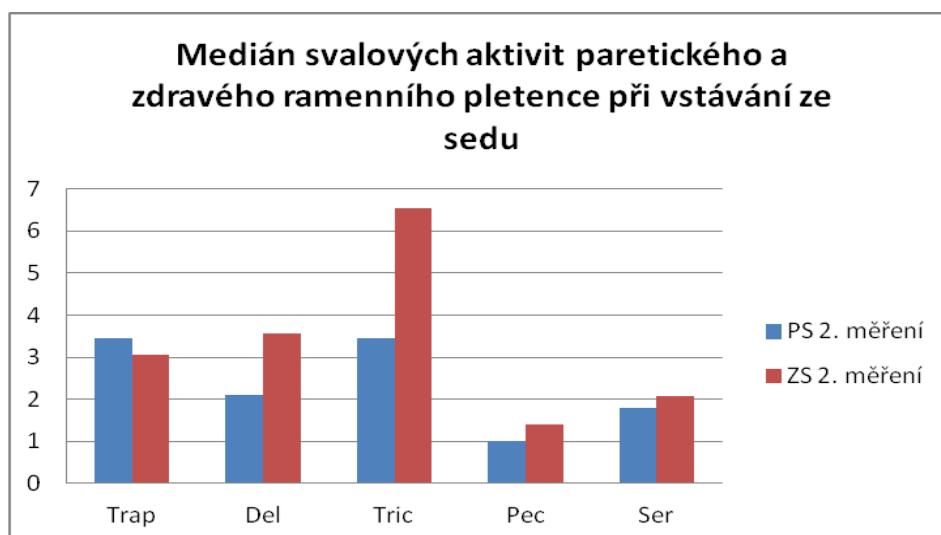
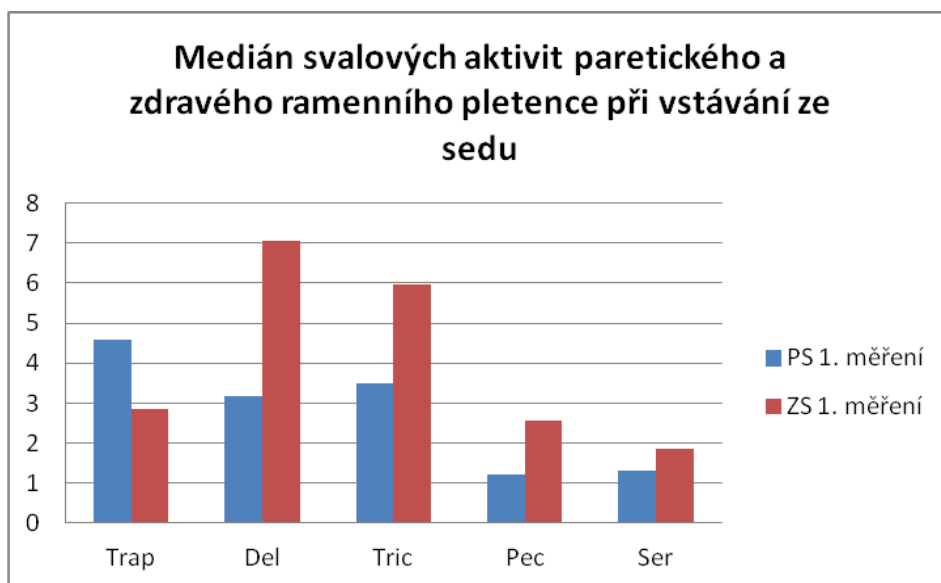
Příloha 7 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_02 .

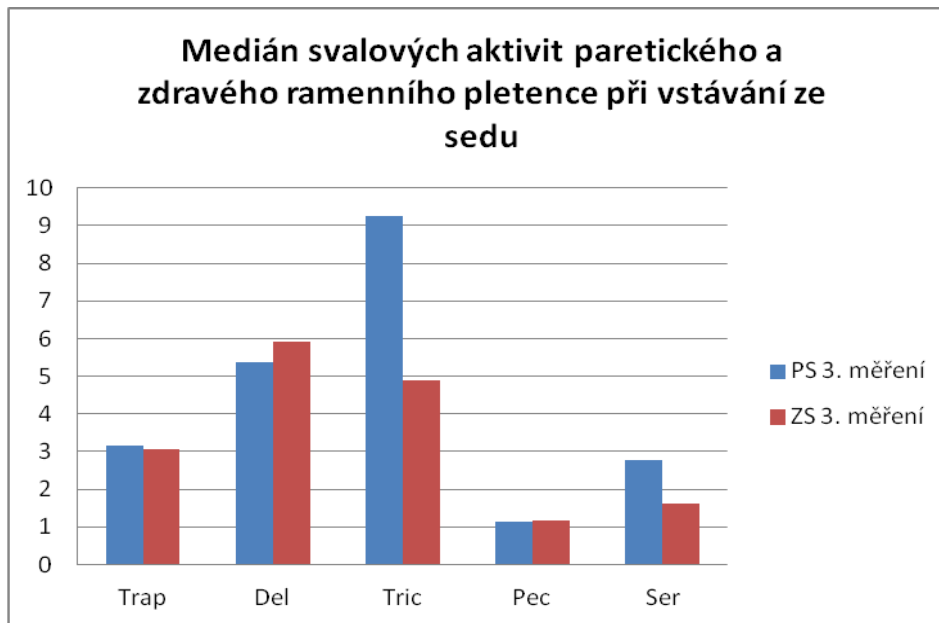




Legenda k Příloze 6: Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior.

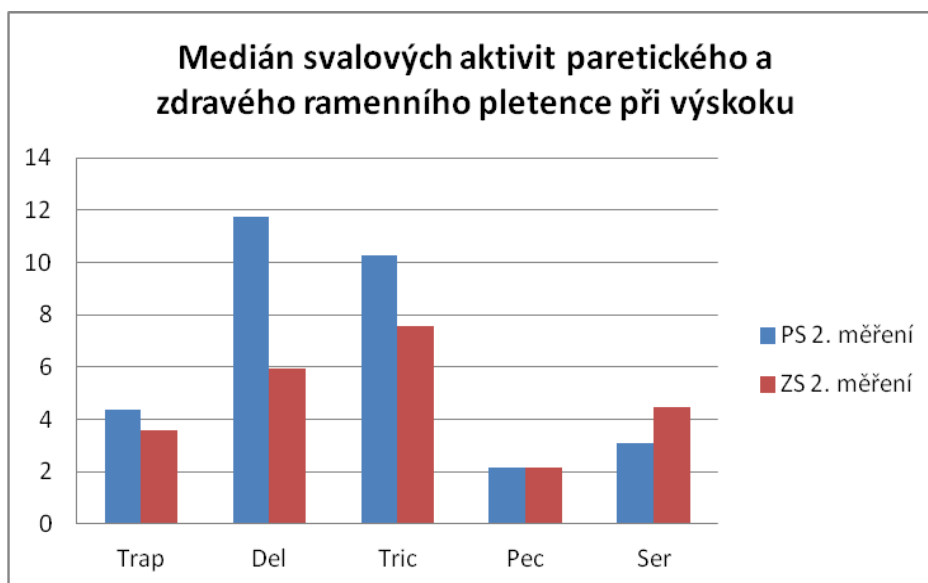
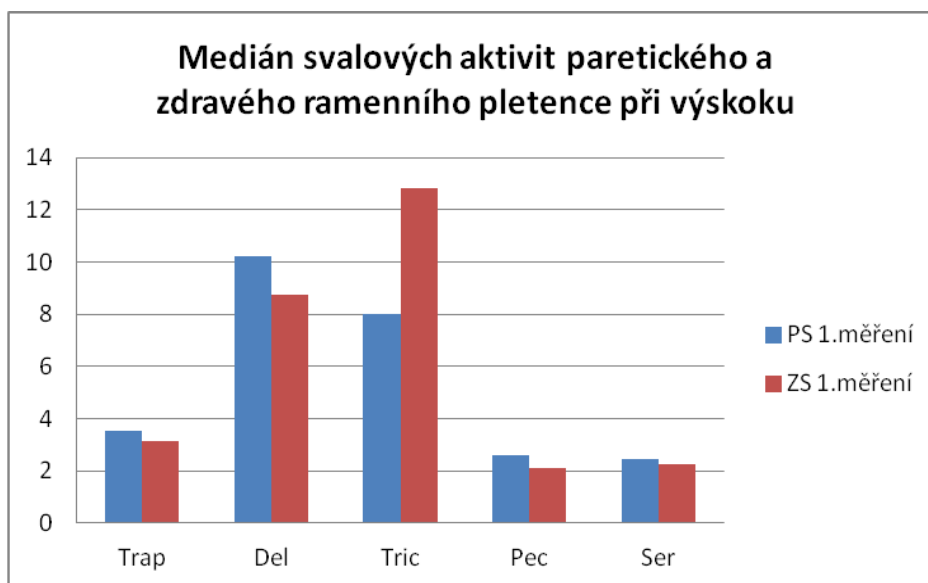
Příloha 8 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H₀₃.

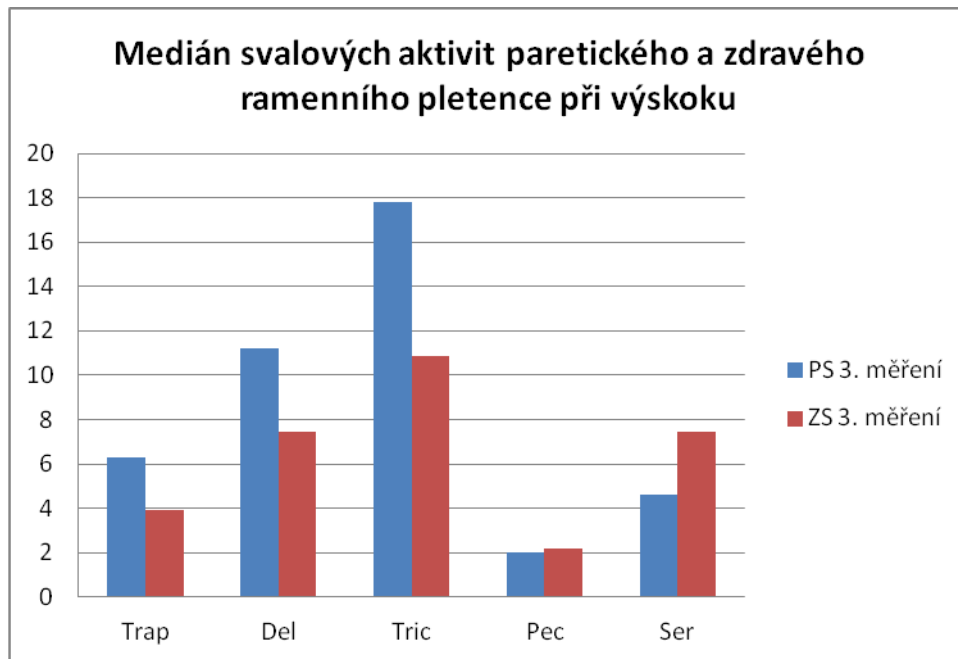




Legenda k Příloze 7: Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior.

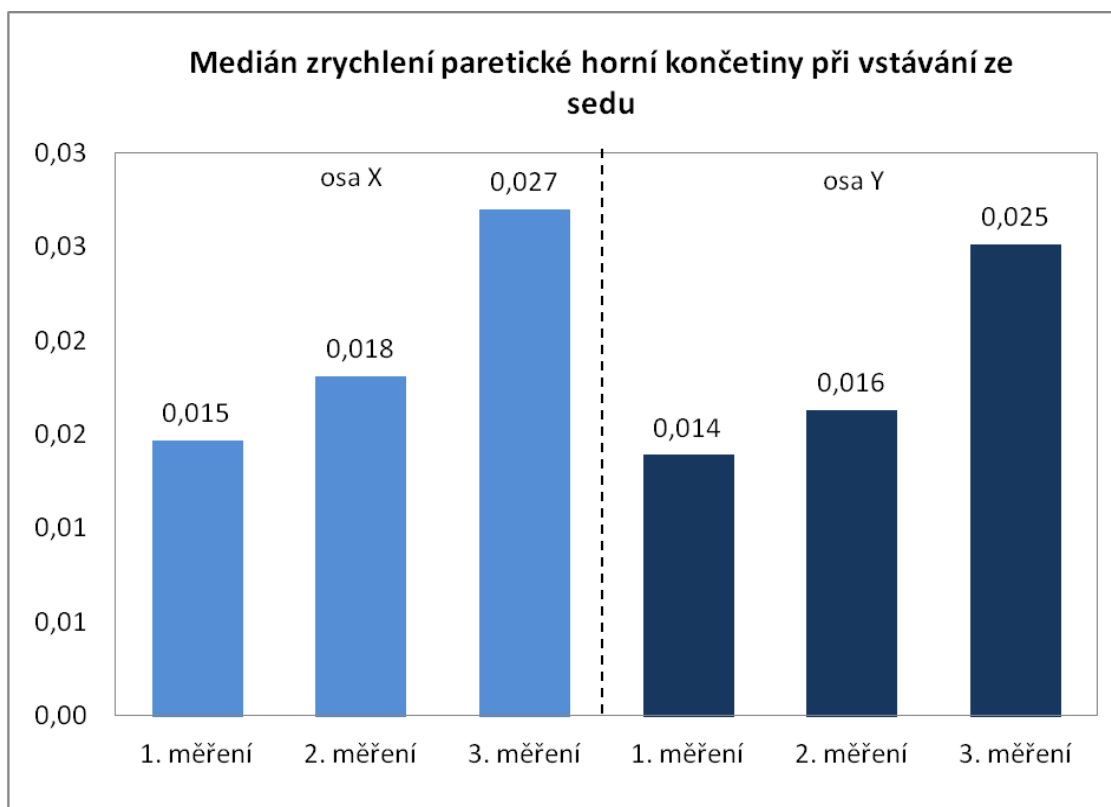
Příloha 9 Grafy mediánu svalových aktivit k hypotéze H_04 .



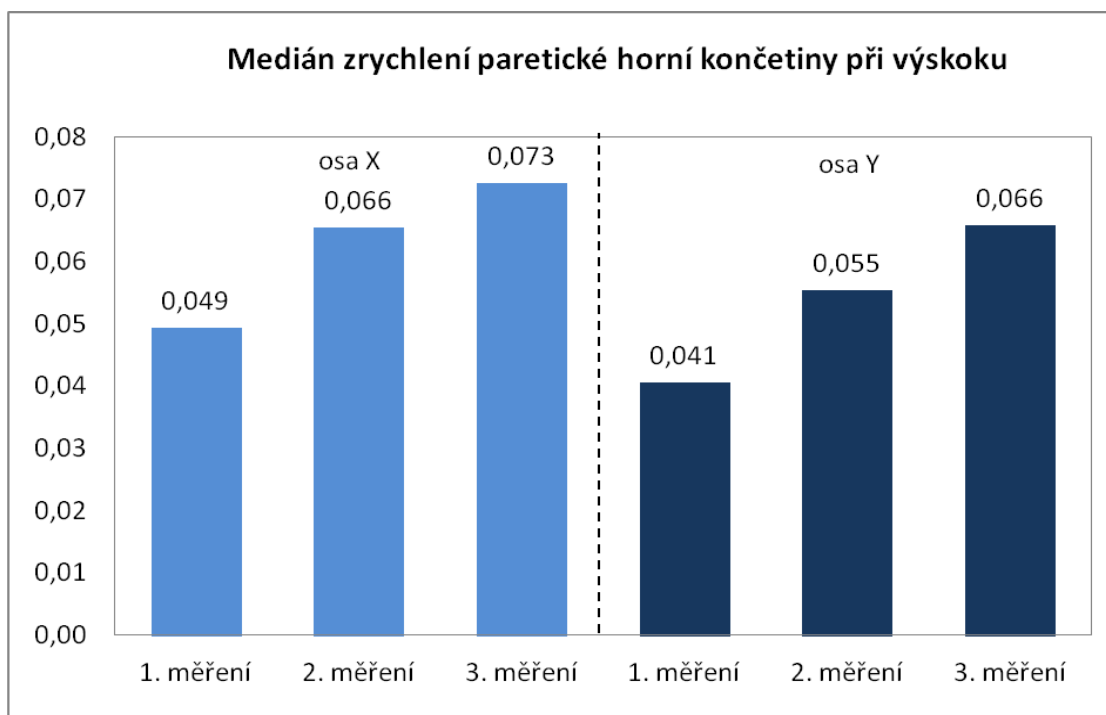


Legenda k Příloze 8: Trap – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tric – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Ser – m. serratus anterior.

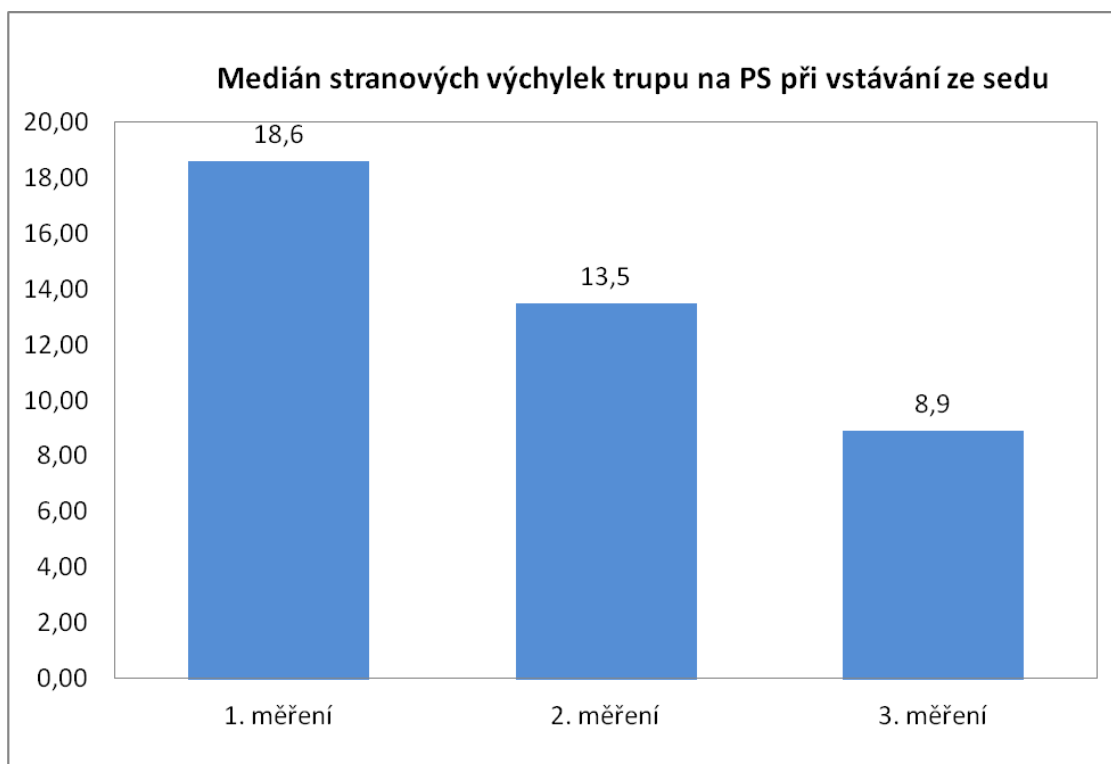
Příloha 10 Graf mediánu zrychlení k hypotéze H_05 .



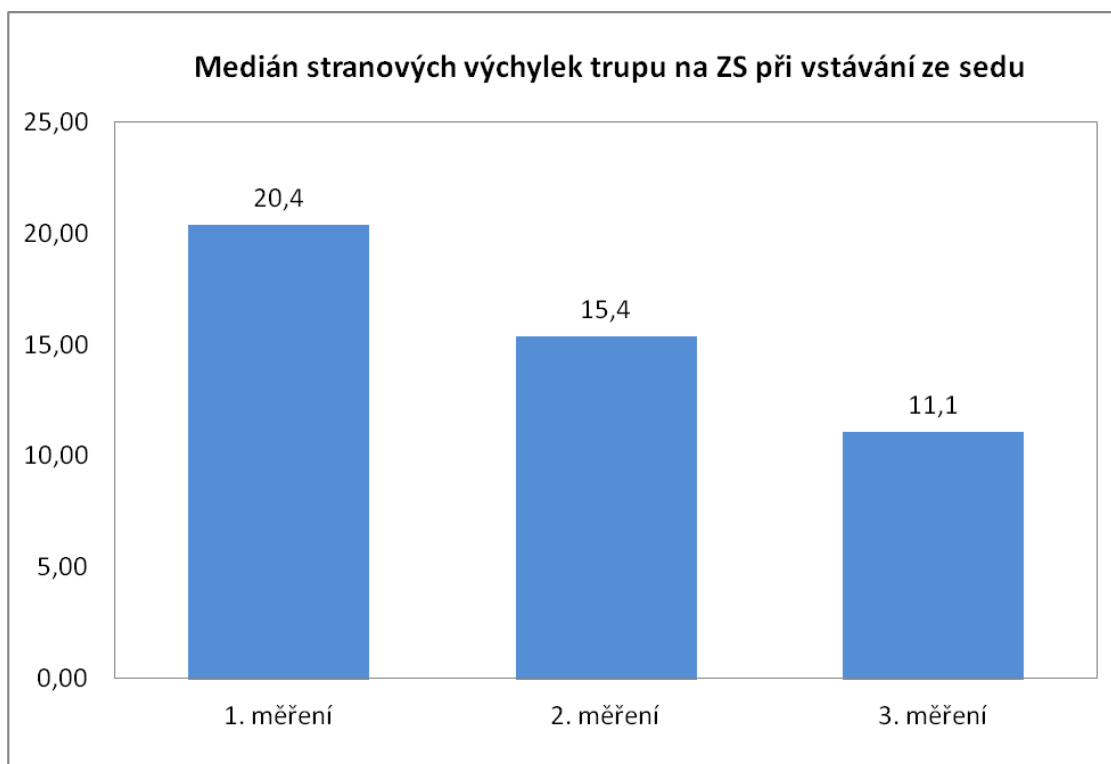
Příloha 11 Graf mediánu zrychlení k hypotéze H_06 .



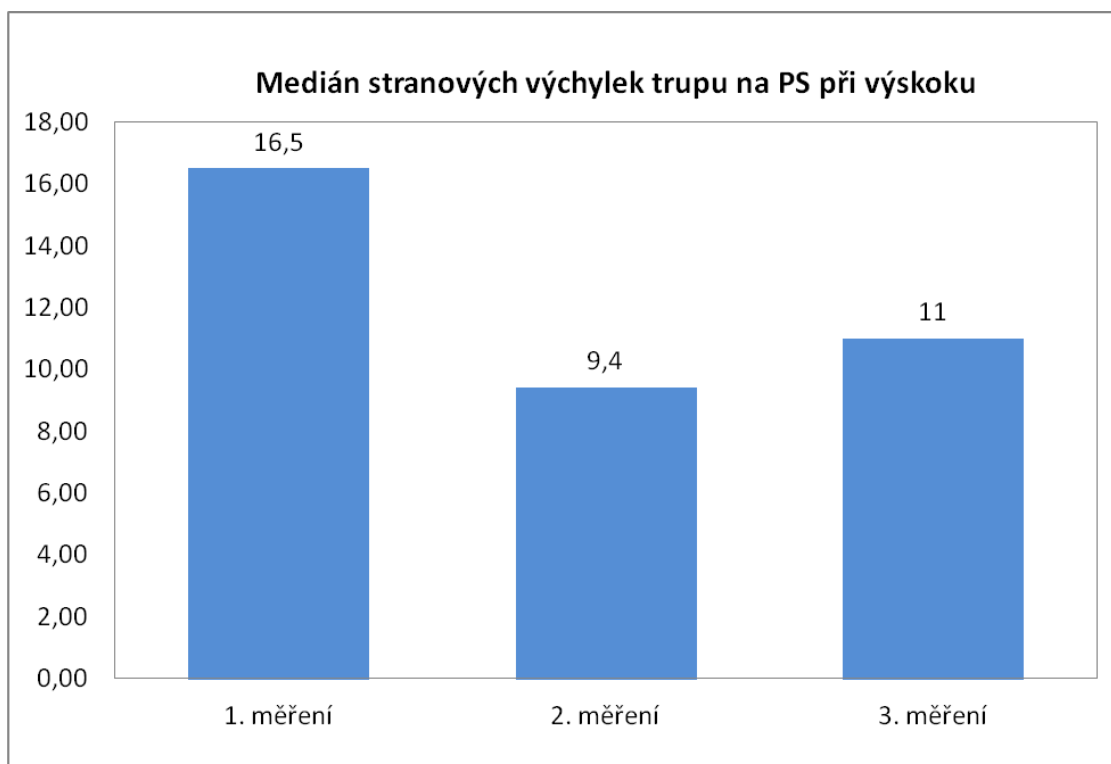
Příloha 12 Graf mediánu stranových výchylek k hypotéze H_07 .



Příloha 13 Graf mediánu stranových výchylek k hypotéze H_0 .



Příloha 14 Graf mediánu stranových výchylek k hypotéze H_0 .



Příloha 15 Graf mediánu stranových výchylek k hypotéze H_0 10.

