

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd

**Kinesio taping ramenního pletence
u hemiparetických pacientů a jeho vliv
na posturální chování**

Diplomová práce

Autor: Bc. Barbora Hellebrandová

Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová

Olomouc 2011

ANOTACE

Název práce v ČJ: Kinesio taping ramenního pletence u hemiparetických pacientů a jeho vliv na posturální chování

Název práce v AJ: Kinesio taping of shoulder complex in hemiparetics patients and its influence on postural behavior

Datum zadání: 2009-12-16

Datum odevzdání: 2011-05-20

Autor práce: Bc. Barbora Hellebrandová

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

Vedoucí práce: Mgr. Barbora Kolářová

Oponent práce: Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.

Abstrakt v ČJ:

Cílem diplomové práce je objasnit vliv kinesio tapingu hemiparetického ramenního pletence na posturální chování. V teoretické části jsou uvedeny poznatky ohledně kinesio tapu, cévní mozkové příhody, problematiky paretické horní končetiny a posturální stability hemiparetických jedinců. Ve výzkumné části je u souboru hemiparetických probandů (n=9) po první cévní mozkové příhodě analyzováno komplexní posturální chování prostřednictvím kineziologického rozboru, posturografického a elektromyografického vyšetření.

Abstrakt v AJ:

The goal of diploma thesis is to clarify the importance of kinesio taping, hemiparetics shoulder complex on postural behavior. The theoretical part provides information about kinesio tape, stroke, problems of hemiparetics upper limb and postural stability in hemiparetics persons. Analyze of complex postural behavior

through kinesiology investigation, posturography and electromyography in hemiparetic patients (n=9) after first stroke is in the experimental part.

Klíčová slova v ČJ: kinesio tape, cévní mozková příhoda, hemiparéza, posturální stabilita

Klíčová slova v AJ: kinesio tape, stroke, hemiparesis, postural stability

Počet stran: 127s., 5 příloh

Místo zpracování: Olomouc

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

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Barbory Kolářové a uvedla jsem všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne 7. 5. 2011

.....

Děkuji Mgr. Barboře Kolářové za ochotu, odborné vedení, cenné rady a připomínky k diplomové práci, Mgr. Zdenku Svobodovi, Ph.D. za pomoc a rady při statistickém zpracování dat.

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

OBSAH

ÚVOD.....	8
2 TEORETICKÉ POZNATKY	10
2.1 Kinesio tape.....	10
2.1.1 Kinesio tape v klinické rehabilitaci.....	11
2.1.2 Účinky kinesio tapu.....	12
2.2 Problematika hemiparetické horní končetiny u pacientů po cévní mozkové příhodě.....	17
2.2.1 Cévní mozková příhoda	17
2.2.2 Ramenní pletenec	28
2.2.3 Možnosti terapeutického ovlivnění hemiparetické horní končetiny	34
2.3 Posturální stabilita a kontrola hemiparetických jedinců	39
2.3.1 Biomechanické hledisko posturální stability	40
2.3.2 Mechanismy zajištění posturální stability.....	42
2.3.3 Klidový stoj hemiparetiků.....	43
2.3.4 Senzorická složka posturální stability.....	45
2.4 Povrchová elektromyografie	46
2.4.1 Povrchová elektromyografie v rehabilitaci	47
3 CÍLE A HYPOTÉZY	48
4 METODA VÝZKUMU	51
4.1 Metodika měření	51
4.1.1 Obecná charakteristika testovaného souboru	52
4.2 Klinické vyšetření a kineziologický rozbor	53
4.3 Přístrojové měření	53
4.3.1 Příprava a průběh měření	53
4.3.2 Hodnocení měření	56
4.4 Statistické zpracování dat.....	57

5 VÝSLEDKY	58
5.1 Výsledky k vědecké otázce 1	58
5.2 Výsledky k vědecké otázce 2	59
5.3 Výsledky k vědecké otázce 3	61
5.4 Výsledky k vědecké otázce 4	66
5.5 Výsledky k vědecké otázce 5	73
5.6 Výsledky k vědecké otázce 6	83
6 DISKUZE	86
6.1 Zatepované svaly.....	87
6.2 Limity měření.....	89
6.3 Změny posturografických parametrů po aplikaci kinesio tapu.....	89
6.4 Aktivita svalů hemiparetického ramenního pletence po aplikaci kinesio tapu...	91
6.5 Aktivita svalů hemiparetického a zdravého ramenního pletence po aplikaci kinesio tapu	96
6.6 Klinický rozbor po aplikaci kinesio tapu	98
ZÁVĚR	101
REFERENČNÍ SEZNAM.....	103
SEZNAM ZKRATEK	113
SEZNAM OBRÁZKŮ	115
SEZNAM GRAFŮ	116
SEZNAM TABULEK.....	117
SEZNAM PŘÍLOH.....	119
PŘÍLOHY	120

ÚVOD

Posturální stabilita představuje základní podmínku pro klidový stoj, bipedální lokomoci a aktivity každodenního života. U zdravého jedince se jedná o zcela přirozenou a automatickou schopnost. Optimální posturální stabilita je výsledkem vzájemné a složité interakce mezi řídicím, výkonným a senzorickým systémem. Spolupráce těchto systémů je však u hemiparetických pacientů po cévní mozkové příhodě značně narušena. Pro zpětné dosažení nezávislosti těchto jedinců a jejich navrácení se do každodenního života je proto nezbytné zlepšení posturální stability, respektive komplexního posturálního chování.

Cévní mozková příhoda je v současné době jedním z nejvíce invalidizujících onemocnění v České republice. Její incidence a mortalita je stále vysoká, a to i přesto, že je její prevence a léčba na vysoké úrovni. Terapie je vzhledem k minulosti obohacena o celou řadu doplňkových a podpůrných složek. Jednou z možností doplňkové fyzioterapie je využití kinesio tapu, elastické pásky vycházející z podstaty kineziologie svalů a vlastností kůže, která spočívá především ve stabilizaci daného segmentu bez současného omezení pohybu. Cílem diplomové práce bylo proto ozřejmit vliv kinesio tapu ramenního pletence na posturální chování hemiparetických pacientů.

V současné době stále neexistuje dostatečné množství Evidence Based Medicine studií na toto téma. Dosavadní studie se v základních poznatcích většinou shodují, nicméně v konkrétních podrobnějších faktech se rozcházejí a některá fakta prozatím chybí. Také metodické postupy a charakteristiky měřených probandů se liší. Některé studie se zabývají statickou stabilitou klidového stoje, jiné naopak dynamickými situacemi. Většina autorů těchto studií se zaměřuje na problematiku dolních končetin u sportovců, méně často je sledovanou oblastí horní končetina. Jestliže je výzkum zaměřen na ramenní pletenec, opět se převážně jedná především o sportovní zranění, případně impingement syndrom. Komplexních studií zabývajících se problematikou hemiparetického ramenního pletence a vlivem kinesio tapu na posturální chování je minimum.

Pomocí posturografie, povrchové elektromyografie a kineziologického rozboru jsme se snažili zjistit změny posturálního chování u hemiparetických jedinců před aplikací, bezprostředně po aplikaci a s odstupem tří dnů od aplikace kinesio tapu

v oblasti hemiparetického ramenního pletence. Experimentální skupinu tvořilo devět hemiparetických pacientů oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc, u kterých jsme ve vybraných posturografických testech sledovali změny posturálního chování během jednotlivých měření.

V diskuzi se snažíme kriticky zhodnotit teoretická východiska pro statistická hodnocení a porovnat naše výsledky s dosavadními studiemi.

2 TEORETICKÉ POZNATKY

2.1 Kinesio tape

Tapovací pásky neboli tapy se běžně používají v rámci prevence i terapie při sportovních aktivitách. Jedná se o pevné rigidní pásky a jejich primární význam spočívá ve stabilizaci daného segmentu, konkrétně ve stabilizaci kloubních struktur jakožto prevence poškození kloubů a šlach. Lze je také využít ke zlepšení stability po úrazech nebo častém přetěžování u již instabilního segmentu. Standardní tapovací techniky zajišťují podporu svalů a kloubní stabilizaci, nicméně značně omezují rozsah pohybu. Dokonce mohou vést až k imobilizaci daného segmentu, čímž může dojít ke svalovému hypotonu (Kaya et al., 2010). Bragg et al. (2002) však udávají, že klasický tape ztrácí svou schopnost bránit nežádoucímu pohybu zhruba po 15 – 20 minutách fyzické aktivity. Přesto je klasický tape považován za obdobu ortézy, druh pasivní opory. Protože však nemá žádný vliv na fascie, potlačuje proces hojení traumatizované tkáně, způsobuje časté alergické reakce kůže a brání pohybu, došlo v posledních letech k velkému rozvoji tapovacích metod a materiálů (Kaya et al., 2010).

Na konci sedmdesátých let minulého století se v Japonsku zrodila myšlenka takzvaného (tzv.) kinesio tapu (Kase et al., 2003). Cílem kinesiologicalkého tapování není imobilizace, nýbrž zachování a udržení plného rozsahu pohybu, a tím následně ovlivnění léčebného procesu (García – Muro et al., 2009). Za objevitele této metody je považován japonský chiropraktik, doktor Kenzo Kase. Kase zpočátku experimentoval s klasickým tapovacím materiálem, jehož využití však nemělo patřičné výsledky. Jeho úvahy o novém materiálu pro novou techniku tapování byly založeny především na funkci kůže a svalů (Kase et al., 2003). Kinesio taping stejně jako klasické tapování spočívá v oblepování svalů a jejich okolí, avšak pomocí elastických, přilnavých a barevných pásek. Kinesio tape je vyroben na bázi elastické bavlněné tkaniny, která má přibližnou tloušťku a elastické vlastnosti podobné lidské kůži, proto na kůži dobře a šetrně přilne. Díky své elasticitě umožňuje zároveň ošetřeným svalům aktivně pracovat a nezabraňuje pohybu jako klasický tape. Páska je schopná fixovat a zároveň také aktivovat právě ty svaly, které jsou tapovány. Kinesio tape propouští vzduch, vlhkost a je pokryt hypoalergenním akrylátovým lepidlem. Toto lepidlo je nanášeno

v podobě vlnovitých otvorů umožňujících proudění vzduchu, cirkulaci lymfy a krve pod tapem, proto je možné kinesio tape aplikovat i na několik dnů (García – Muro et al., 2009; Osterhues, 2004). Právě pro patřičný účinek kinesio pásky je nezbytná delší doba aplikace. Ta by měla trvat minimálně 2 – 3 dny (Kase et al., 2004). Výsledky studií, ve kterých byl kinesio tape aplikován alespoň 2 dny, přinášejí významné zlepšení daného problému. Toto zlepšení následně trvá i po odstranění pásky, narozdíl od studií s kratší, většinou jednodenní aplikací tapu (Chang et al., 2010). Vzhledem k tomu, že je kinesio tape odolný proti vodě, je možné ho využít jak při sportu (pocení, sprchování), tak i během každodenních aktivit (García – Muro et al., 2009).

Tapovací pásky jsou různě barevné. Zda má barva kinesio tapu nějaký vliv na jeho kvalitu zůstává nadále věcí názoru a neexistuje žádná studie na podkladě Evidence Based Medicine (EBM), která by na tuto otázku přinesla odpověď. Někteří ze školitelů techniky udávají, že barva je pouze estetickou záležitostí a nemá žádný vliv na kvalitu, funkci nebo pevnost tapu. Jiní zase barvám přisuzují i pravděpodobný účinek, neboť podle poznatků moderní psychologie může barva tapu prostřednictvím senzorické stimulace ovlivnit funkci pohybového aparátu. Například růžová barva má stimulovat svaly, žlutá naopak jejich aktivitu inhibovat, modrá tlumit bolest, černá dodávat energii a béžová je barvou neutrální. Mají - li barvy hlubší význam, zůstává tedy i nadále velkým otazníkem (Kaya et al., 2010).

Jak již bylo zmíněno, cílem kinesio tapingu je zachování a zlepšení plného rozsahu pohybu, a tím následné ovlivnění léčebného procesu (García – Muro et al., 2009).

2.1.1 Kinesio tape v klinické rehabilitaci

V posledních letech došlo k velkému rozvoji a využití této metody v mnoha medicínských oborech. Tape je často používán zejména v ortopedii, neurologii, traumatologii, pediatrii a neposlední řadě také v rehabilitaci.

V oblasti rehabilitace je kinesio tape považován za doplňkovou metodu terapie řady muskuloskeletálních a neuromuskulárních onemocnění (Kaya et al., 2010). Například v rámci ramenního pletence může být pomocnou terapií u bolestivého nebo zmrzlého ramene, subluxací, impingement syndromu či ruptury rotátorové manžety. Svě opodstatnění nachází také u entezopatií loketního kloubu a při léčbě úžinových

syndromů. Dále může přispět k ovlivnění low back pain, vadného držení těla nebo skoliózy v trupové oblasti. Kinesio tape je běžně aplikován i na dolních končetinách, například při bolestech a poranění kolenního kloubu a pately, genua valga a genua vara. Nezapomíná se na něj ani při ruptuře Achillovy šlachy nebo parézách nervů (např. nervi peronei při foot drop). Daleko více je však využíván v oblasti hlezenního kloubu a akra. Zde nachází svůj význam především u distorzí hlezna, ploché nohy k ovlivnění příčné i podélné klenby, vrozených deformit nohou zejména u novorozenců (pes equinovarus congenitus, pes calcaneovalgus...), hallux valgus, hallux rigidus nebo kladívkovitých prstců. Kinesio tape lze také využít při bolestech hlavy, tortikolis, thoracic outlet syndromu nebo whiplash injury. Jeho spektrum využití je skutečně obrovské.

2.1.2 Účinky kinesio tapu

Kinesio tape díky své elasticitě nezabraňuje pohybu, nevede ke svalovým hypotrofiím a zároveň poskytuje dostatečnou stimulaci pro aktivaci receptorů. Tím je možné ovlivnit aktivitu svalového tonu včetně stereognostické funkce kůže. Tato tapovací technika má za cíl odlehčit přetíženým strukturám a zároveň zvýšit aktivitu hypotonických svalů. Mechanismus působení je založen na zvýšení exteroceptivní a propioceptivní aference a na snížení aference nociceptivní. Aplikací kinesio pásky dochází k řadě účinků na lidský organismus (Kaya et al., 2010).

1. Ovlivnění exterocepce

Exterocepce představuje důležitou součást aferentního souboru informací. V kůži jsou uloženy receptory pro mechanickou, tepelnou a chemickou modalitu. Podílejí se zejména na percepci dotyku, tlaku, tepla a chladu. Některé z nízkoprahových mechanoreceptorů jako jsou Vaterova – Paciniho nebo Ruffiniho tělíška, se podílejí i na propiocepci (Kolář et al., 2009). Informace získané z exteroceptorů jsou aferentními drahami odváděny do centrálního nervového systému (CNS), který na změnu v oblasti periferie zpětnovazebně reaguje motorickými projevy a změnami ve funkci pohybového aparátu (Niessen et al., 2009). Exterocepce má vztah i s ostatními systémy. Důsledkem integrace exteroceptivního a propioceptivního vnímání je schopnost stereognozie, která patří mezi základní předpoklady pohybu

(Kolář et al., 2009). Drážděním receptorů kůže se také aktivuje systém pro tlumení bolesti (Morrissey, 2000).

Exteroceptivní vnímání umožňuje uvědomit si kontakt tapu s povrchem kůže, relativně dlouhodobou stimulaci ve smyslu působícího mírného tahu a regulaci svalového tonu. Protážení kinesio pásky způsobuje tah kůže, a tím dochází k reflexnímu ovlivnění nejen kůže, ale i svalů. Tímto mechanismem jsou ovlivňovány svaly uložené nejen přímo pod páskou, ale i v jejím okolí. Změna napětí kůže má reflexní odezvu na napětí svalu v rámci daného dermatomu (Chang et al., 2010). Podle Chang et al. (2010) nebo Reimanna a Lepharda (2002) kinesio tape vlivem působení tlaku a protážení kůže může stimulovat kožní mechanoreceptory. Tím dodává více signálů pro integraci informací do CNS. Kase et al. (2003) uvádí, že díky konstantní aferentní kožní stimulaci může dojít také ke zvýšení propiocepce, protože kožní citlivost hraje důležitou roli v detekci kloubní pozice a pohybu.

2. Ovlivnění propiocepce

Proprioceptory informují CNS o vzájemné poloze – statická propiocepce (statestézie) a o pohybu – dynamická propiocepce (kinestézie). Kinestézie je zprostředkována svalovými vřeténky, kloubními receptory a exteroceptory, zatímco statestézie svalovými vřeténky a exteroceptory (Riemann & Lephart, 2002). Typickými proprioceptory jsou Golgiho šlachová tělíska a svalová vřeténka. Golgiho šlachová tělíska jsou uložena v sérii na myotendinózním rozhraní a reagují na pasivní protažení svalu. Aktivují se při napnutí šlachy, a tím chrání sval i šlachu před přetížením. Svalová vřeténka jsou uložena paralelně v podélné délce svalu a informují CNS o změnách délky svalu. Mezi čidla propioceptivního systému patří i Ruffiniho tělíska, která signalizují extrémní pozici v kloubu, a Vater - Pacciniho tělíska informující o pohybu v kloubu. Tyto receptory se primárně řadí k exteroceptorům a jsou lokalizovány v kloubních pouzdrech a vazech (Králíček, 2002; Kasman et al., 1998).

Riemann a Lephard (2002) uvádí, že podle Sherringtona slouží propiocepce také k regulaci celkového (posturální stabilita) a segmentálního (kloubní stabilita) držení těla. Propriocepce jako významná složka sensorické aferentace má velký vliv na průběh a řízení motoriky. Proprioceptivní aferentace slouží k průběžnému udržování a stabilizaci výchozí polohy, přispívá k motorickému programování

neuromuskulární kontroly požadované zejména pro přesné, koordinované provedení pohybu a významným způsobem se podílí na vzniku reflexní svalové činnosti. Ke změnám propriocepce dochází vlivem úrazů, stárnutí, fyzické aktivity nebo kinesio tapu (Riemann & Lephart, 2002).

Jak již bylo uvedeno, kinesio tape působením tlaku a protažením kůže stimuluje kožní mechanoreceptory, čímž posílá do CNS více signálů pro integraci informací (Chang et al., 2010; Riemann & Lephart, 2002). Kožní citlivost má důležitý úkol v detekci pozice a pohybu kloubu, a právě díky konstantní aferentní kožní stimulaci dochází ke zvýšení propriocepce (Riemann & Lephart, 2002).

Murray a Husk (2001) zjišťovali účinek kinesio tapu na propriocepci u distorze laterálního kotníku. Podle výsledků jejich studie mohlo dojít ke zlepšení proprioceptivního vnímání jedině v případě nezatížení dolní končetiny, kdy je kotník ve středním postavení a mechanoreceptory šlach jsou neaktivní. Naopak svalové mechanoreceptory jsou v této situaci aktivní daleko více.

Stejně tak Halseth et al. (2004) posuzovali oblast kotníku, avšak u zdravých jedinců. Také základem jejich studie byla domněnka, že kinesio tape stimuluje exteroceptory, čímž může dojít k navýšení proprioceptivního vnímání. Zvýšená somatosenzorická stimulace může být použita jako proprioceptivní vstup a může vést k lepší posturální kontrole a rychlejší rekonvalescenci. Studie testovala pohyb do plantární flexe a inverze s 20° plantární flexí hlezna, a to s a bez kinesio tapu. Výsledky však neukázaly žádné signifikantní rozdíly. Z toho vyplývá, že kinesio tape u zdravých probandů pravděpodobně nemá vliv na propriocepci při měření aktivního rozsahu pohybu v kotníku (Halseth et al., 2004).

3. Ovlivnění nocicepce

Nociceptivní aferenci kinesio tape ovlivňuje tím, že ji snižuje. Prostřednictvím exteroceptivního a proprioceptivního cití dojde ke změně držení daného anatomického regionu, a tím také k eliminaci nociceptivního dráždění (Niessen et al., 2009; Morrissey, 2000). Jestliže je nociceptivní dráždění přerušeno, je cesta k obnově fyziologických funkcí pohybového aparátu jednodušší (Niessen et al., 2009).

4. Vliv na mechanoreceptory svalů

Kinesio tape stimuluje skrz kůži a fascie také svalové mechanoreceptory. Tím dochází ke změně délky a napětí svalových vláken. Mechanoreceptory předávají informaci o změnách protažení a zatížení svalu CNS. Změny délky svalového snopce jsou důležitou informací pro CNS v rámci propriocepce a kontroly volního pohybu (Chang et al., 2010).

Schleip (2003) uvádí, že při aplikaci kinesio tapu z hlediska mechanoreceptorů dochází ke zmírnění svalového tonu. To znamená, že tlaková stimulace pojivové tkáně vede ke změně mechanického vstupu do centra řízení, a tím dochází ke změně gama motoneuronů a regulaci svalového tonu.

5. Facilitace a inhibice svalového tonu

Podle Kase et al. (2004) má kinesio tape vliv na svalový tonus, a to jak ve smyslu facilitace, tak inhibice. Podle Alexander et al. (2003) kinesio páska nalepená pod napětím ve směru svalových vláken vede k facilitaci zatepovaného svalu. Stejného názoru je také Morrisey (2000). V tomto případě tah pásky působí jako podpora svalu ve směru jeho kontrakce, to znamená od začátku k jeho úponu (origo – insertio). Naopak tape nalepený přes svalové bříško sval inhibuje (akutní bolest, spasmus).

Slupik et al. (2007) zkoumali vliv tapu na elektromyografickou aktivitu musculus (m.) vastus medialis. Výsledky studie ukázaly nárůst svalové aktivity mediálního vastu 24 hodin po aplikaci tapu a trvání motorické aktivity svalu ještě dva dny po odstranění pásky. Díky regulaci svalového tonu dochází k zlepšení funkce svalů (Fu et al., 2008).

6. Ovlivnění svalové síly

Vznik svalové slabosti na základě organického nebo funkčního poškození má celou řadu příčin. Mezi nejčastější organické příčiny patří postižení motorické dráhy volní hybnosti, to znamená kortikospinálního traktu, periferního motoneuronu, nervosvalového přenosu a kosterního svalu. Mezi základní metody měření svalové síly patří izometrická a izokinetická dynamometrie (Kolář et al., 2009).

Fu et al. (2008) testovali účinek kinesio tapu na svalovou sílu m. quadriceps femoris u zdravých sportovců pomocí izokinetické dynamometrie. Dospěli k závěru, že neexistují žádné významné rozdíly ve svalové síle m. quadriceps femoris bezprostředně po nalepení kinesio tapu a po dvanácti hodinách od aplikace. Chang

et al. (2010) se zajímali, zda může mít kinesio tape svalů předloktí vliv na sílu stisku ruky. Podle jejich výsledků však nebyly zjištěny ani facilitační ani inhibiční účinky tapu. To je pak v rozporu s tvrzením Alexander et al. (2003) a Morrissey (2000), kteří uvádějí, že kinesio páska nalepená ve směru svalových vláken facilituje sílu zatepovaného svalu. Negativní výsledky této studie však mohou být vysvětleny tím, že taktilní vstupy tvořené kinesio tapem nejsou natolik silné, aby dokázaly vyvolat změnu svalové síly. V tomto případě tedy kinesio taping nemá na svalovou sílu žádný vliv (Chang et al., 2010).

Změna svalové síly je podle řady výzkumů způsobena neurofacilitací a vztahem mezi kožní aferentní stimulací a motorickými jednotkami. Na základě výše uvedených studií lze vycházet ze dvou hypotéz. Zaprvé může kinesio tape zvýšit svalovou sílu a za druhé je možné prostřednictvím propriocepce zvýšit svalovou sílu ve smyslu aktivace svalových receptorů (Fu et al., 2008).

7. Vliv na látkovou výměnu

Význam aplikovaného kinesio tapu spočívá zejména ve zvýšené cirkulaci krve a lymfy přímo pod páskou a v následném zvýšení látkové výměny. Jestliže je lymfatický tok omezený, dochází k nahromadění lymfatické tekutiny, která přetěžuje danou oblast a způsobuje edémy. Edém následně vyplňuje a zmenšuje prostor mezi svaly a kůží, a vede až k bolesti. Díky vlnovitému uspořádání lepidla na samotném tapu dochází k redukci tlaku postižených tkání a ovlivnění měštnání lymfy. Tím se zvětšuje prostor mezi kůží a svaly, což vede k regulaci krevního i lymfatického toku a k regeneraci tkání (García – Muro et al., 2009).

Kinesio tape napomáhá vyplavovat zánětlivé a neuroaktivní látky. Kase (1998) jako první provedl studii, ve které zjišťoval účinek pásky na cévní systém. Jednalo se o klinickou studii, ve které se měřil objem průtoku krve před a deset minut po aplikaci kinesio tapu pomocí doplerometru. Polovina probandů trpěla chronickým muskuloskeletálním onemocněním a zvýšeným krevním tlakem, druhá polovina byla zcela zdráva. Výsledky studie přinesly zlepšení arteriálního průtoku krve u probandů s chronickou muskuloskeletální poruchou, zatímco u zdravé skupiny nedošlo k žádné významné změně, nicméně ani k nežádoucím účinkům (Kase et al., 1998).

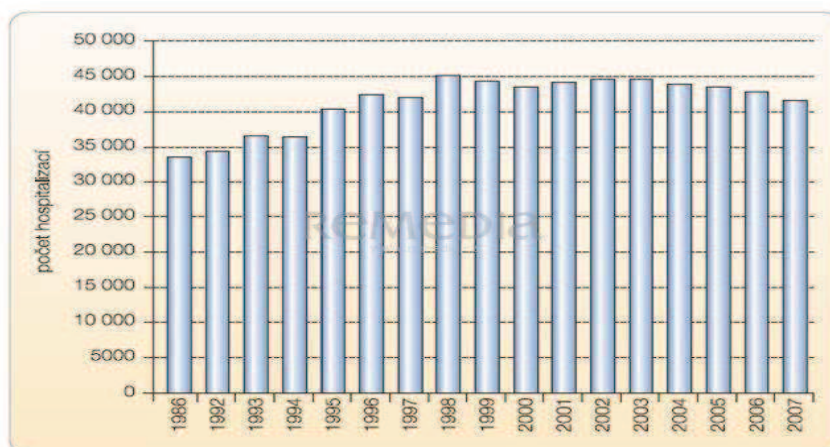
2.2 Problematika hemiparetické horní končetiny u pacientů po cévní mozkové příhodě

2.2.1 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) je podle World Health Organization (Světová zdravotnická organizace) definována jako rychle se rozvíjející ložiskové nebo globální příznaky poruchy mozkové funkce, které trvají déle než 24 hodin nebo končí smrtí, bez zjevné příčiny jiného než cévního původu (Kolář et al., 2009).

Jedná se o heterogenní cerebrovaskulární onemocnění, které představuje rozsáhlý medicínský, sociální, ale také ekonomický problém (Hlušík et al., 2007). Přesné stanovení incidence onemocnění v České republice vyžaduje adherenci k definici CMP a zachycení všech nemocných včetně těch, kteří nebyli hospitalizováni buď pro mírný průběh onemocnění, nebo v důsledku úmrtí před přijetím k hospitalizaci. Soudě podle hospitalizačních dat byla incidence v 80. a 90. letech minulého století vysoká, nicméně od konce 90. let se již výrazněji neměnila a v posledních pěti letech se dokonce mírně snížila (viz obr. 1) (Bruthans, 2010). Nyní se odhaduje na 350 případů na 100 000 obyvatel ročně, což je zhruba 35 000 osob. Pouze 2/3 pacientů přežívají, přičemž polovina z tohoto počtu je nadále těžce hendikepována a odkázána na péči ostatních (Hlušík et al., 2007).

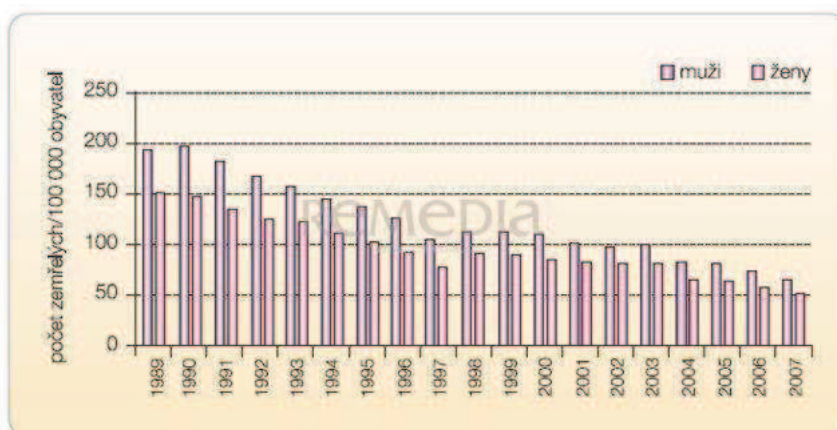
Obr. 1. Počet hospitalizovaných v České republice po CMP v letech 1986 – 2007 (Bruthans, 2010)



Pravděpodobnost vzniku mozkového infarktu u obou pohlaví roste exponenciálně s věkem. Po 55. roce věku se s každým desetiletím riziko zdvojnásobuje. Častěji bývají postiženy ženy, jednak z důvodu dožívání se vyššího věku, ale také pro nižší incidenci ischemické choroby srdeční. Riziko recidivy je nejvyšší v prvních týdnech po prodělané příhodě. Rekurence dosahuje 15 % v prvním roce a asi 4 % ročně v letech následujících. Je vyšší u starších pacientů a po těžších příhodách. Mezi nejčastější rizikové faktory recidivy patří nekontrolovaná arteriální hypertenze, fibrilace síní a diabetes mellitus.

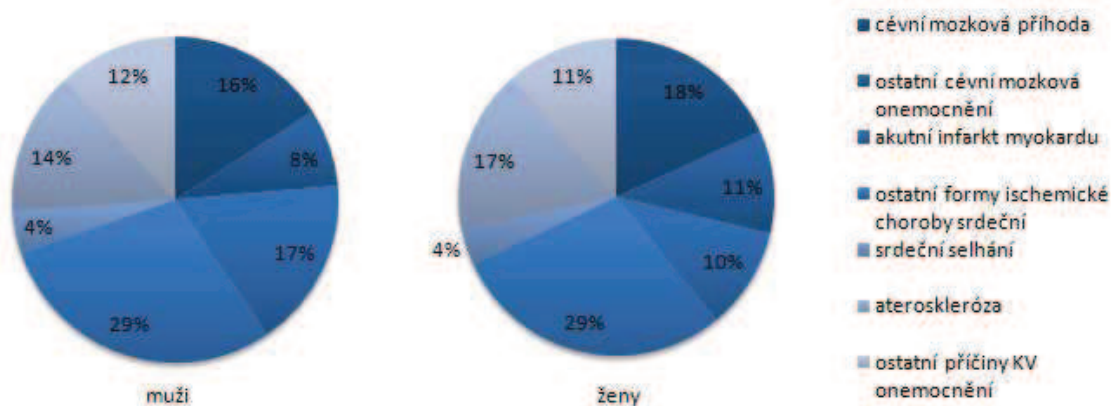
Začátkem 90. let došlo k poklesu mortality v důsledku CMP. Tento pokles stále trvá a je velmi výrazný (viz obr. 2) (Bruthans, 2010).

Obr. 2. Vývoj standardizované mortality v České republice v letech 1989 – 2007 (Bruthans, 2010)



CMP se v České republice řadí mezi druhou nejčastější příčinu kardiovaskulárních úmrtí (viz graf 1). Díky moderní medicíně a včasné rehabilitaci však dochází ke kvalitnější léčbě pacientů v akutním stádiu, ke snížení mortality, prodloužení délky života a v neposlední řadě k úspěšnému navrácení těchto jedinců do běžného každodenního života (Hlušík et al., 2007).

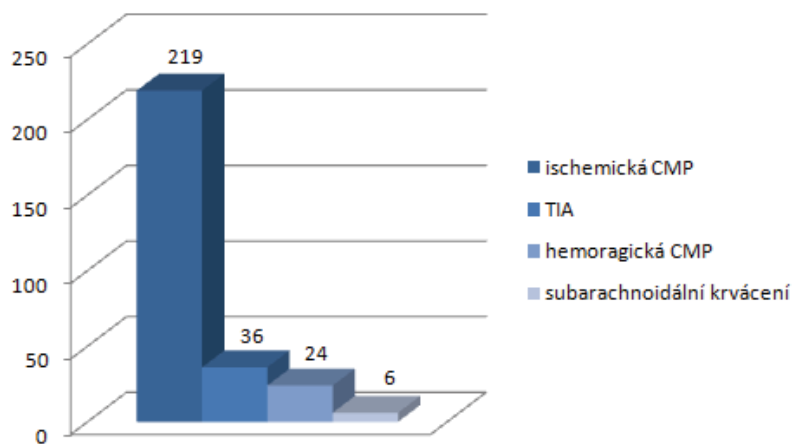
Graf 1. Kardiovaskulární mortalita v České republice v roce 2005 (upraveno dle Bruthans, 2010)



2.2.1.1 Typy cévní mozkové příhody

CMP vzniká nejčastěji následkem ischemie určité části nebo celého mozku (ischemická cévní mozková příhoda), anebo méně často vlivem hemoragie do mozkové tkáně či subarachnoidálního prostoru (hemoragická cévní mozková příhoda) (viz graf 2). Transzitorní ischemické ataky (TIA) se symptomatologií kratší než 24 hodin jsou v Mezinárodní klasifikaci nemocí vykazovány odděleně. Nicméně v rámci primární a sekundární prevence, a do jisté míry i léčby, nejsou odlišovány od CMP a řadí se mezi ischemické ikty (Bruthans, 2010).

Graf 2. Incidence cévní mozkové příhody v České republice v roce 2009 (anonym, 2009)



2.2.1.1.1 Ischemická cévní mozková příhoda

Ischemická CMP (iCMP) je nejčastějším typem mozkového infarktu. Představuje 80 % všech CMP (Kolář et al., 2009). Mozková perfuze je za normálních okolností v rozmezí 50 – 60 ml/100 g mozkové tkáně. K iCMP dochází vlivem kritického snížení mozkové perfuze části nebo celého mozku. Jestliže dojde k poklesu krevního průtoku pod 20ml/100g mozkové tkáně, dojde k poruše funkce neuronů a rozvoji klinických příznaků. Mozková tkáň začíná být hypoxická a podléhá strukturálním změnám. Tím dochází ke vzniku mozkového infarktu. Příčina ischemie může být buď lokální (arterioskleróza, kardiální příčiny, hematologické onemocnění) nebo celková (celková mozková hypoxie při plicních poruchách, hypoxie při zvýšené viskozitě krve) (Nevšimalová et al., 2005). Podle vývoje onemocnění můžeme iCMP rozdělit na:

- tranzitorní CMP (transient ischemic attack, TIA) je epizoda fokální mozkové dysfunkce, při které příznaky kompletně odezní do 24 hodin od vzniku CMP,
- reverzibilní CMP (reversible ischemic neurologic deficit, RIND), kdy příznaky odezní do 2 týdnů od vzniku CMP,
- progredující CMP (stroke in evolution) je postupně narůstající fokální mozková hypoxie, při které příznaky pozvolna progredují,
- dokončená CMP (completed stroke), kdy se rozvine ireverzibilní ložisková ischemie s trvalým neurologickým deficitem (Kolář et al., 2009).

1. Ischemie v karotickém povodí

V karotickém povodí může být postižená arteria (a.) carotis interna nebo pouze její větve. Podle lokalizace postižení se objevují příznaky z postižení lobus frontalis, temporalis a occipitalis, či z hlubokých struktur mozkové hemisféry (capsula interna). Při ischemii v tomto povodí vzniká syndrom a. cerebri media nebo syndrom a. cerebri anterior (Kolář et al., 2009).

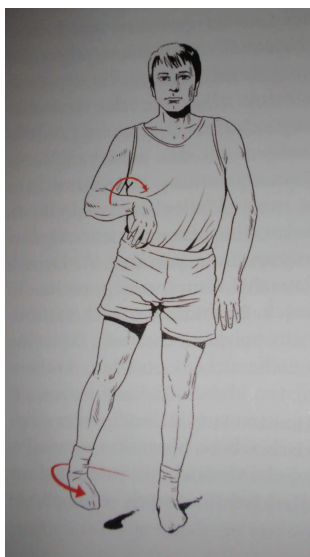
➤ **Syndrom a. cerebri media**

Jedná se o nejčastější typ ischemické ataky. Klinické příznaky záleží na místě a rozsahu léze v oblasti povodí arterie. Projevuje se kontralaterální poruchou hybnosti s převahou na horní končetině, zejména akrálně, a také v oblasti mimického svalstva. Bývá přítomna kontralaterální porucha citlivosti a kontralaterální porucha zorného

pole, tzv. homonymní hemianopsie. Při postižení dominantní hemisféry dochází k poruše symbolických funkcí (afázie, apraxie). Při postižení nedominantní hemisféry (parietální lalok) vzniká neglect syndrom. Častá je taktéž deviace očí k postižené straně nebo paréza pohledu ke straně opačné (Kolář et al., 2009). Při uzávěru horní přední větve a. cerebri media je intarzován především frontální lalok. Vznikají faciobrachiálně zvýrazněné hemiparézy, pohledové obrny a motorické afázie a apraxie. Při uzávěru horní zadní větve vzniká senzitivní hemisyndrom, často přetrvávají homonymní defekty zorného pole, při levostranném postižení sensorická afázie, při pravostranném porucha prostorového vnímání nebo ojediněle delirium (Mumenthaler, Mattle, 2004). Přítomné je také tzv. Wernick – Mannovo držení (Kolář et al., 2009) :

- deprese, addukce a vnitřní rotace ramenního pletence,
- flexe v loketním kloubu 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 během chůze (Kolář et al., 2009).

Obr. 3. Wernick – Mannovo držení (Kolář et al., 2009)



➤ **Syndrom a. cerebri anterior**

Syndrom v povodí této arterie se projevuje kontralaterální hemiparézou s výraznějším postižením dolní končetiny. Při oboustranném postižení tepny dochází k paraparéze dolních končetin. Vlivem postižení frontálního laloku může být přítomen

i tzv. prefrontální syndrom, při kterém se objevují výrazné psychické poruchy (Kolář et al., 2009). V případě levostranného postižení může dojít k apraxii levostranných končetin, transkortikální motorické afázii a poruchám chování jako apatii, abulii, ale také ke ztrátě zábran a euforii. Při postižení lobus precentralis vzniká inkontinence moči. Typické bývají perseverace anebo zvýšená odmítavost při řešení úkolů. Pravostranné postižení může vést k motorickému nebo prostorovému neglectu směrem doleva a k homogenním poruchám chování. Oboustranný uzávěr a. cerebri anterior vede k abulii a ke kinetickému mutizmu, stavu, kdy je snížen anebo chybí jakýkoliv podnět k jednání, pohybu nebo mluvení (Mumenthaler, Mattle, 2004). Ischémie v tomto povodí není častá, proto je při podezření na ni nutné zvážit, zda se nejedná o tumor nebo míšní lézi (Nevšímalová et al., 2005).

2. Ischémie ve vertebrobasilárním povodí

V rámci ischémie může být postižena a. vertebralis, a. basilaris, ale také mozečkové a kmenové arterie. Příznaky vyplývají z postižení kmenových struktur, mozečku, okcipitálního laloku, zadní části thalamu, báze temporálního laloku, vestibulárního a sluchového receptoru (Kolář et al., 2009).

➤ **Syndrom a. cerebri posterior**

Při ischémii v povodí a. cerebri posterior se objevují zrakové poruchy. Nejčastěji se jedná o kontralaterální homonymní hemianopsii se zachovaným centrálním viděním. Při oboustranné lézi vzniká kortikální slepota. Při postižení dominantní hemisféry dochází ke zrakové agnozii, alexii a agrafii. Časté jsou také paréza pohledu, kontralaterální postižení čítí nebo porucha prostorové orientace (Nevšímalová et al., 2005).

3. Ischémie mozečkových arterií

Při ischémii mozečkových arterií vzniká Wallenbergerův syndrom, u kterého jsou přítomny homolaterálně neocerebelární příznaky, Hornerův syndrom, postižení V. hlavového nervu a kontralaterální porucha čítí syringomyelického typu trupu a končetin. Dochází také ke vzniku vestibulárních příznaků, dysfagii, chrapotu a škytavce (Mumenthaler, Mattle, 2004).

4. *Ischémie kmenových arterií*

Při jednostranném postižení arterií v oblasti kmene vznikají alternující hemiparézy, při kterých je vyjádřena kontralaterální hemiparéza a homolaterální postižení některého z hlavových nervů (Nevšimalová et al., 2005). Při postižení mesencephala (III. hlavového nervu) dochází ke vzniku Weberova syndromu, při postižení pontu (VII. hlavového nervu) vzniká Millardův – Gublerův syndrom a při postižení oblongaty (XII. hlavového nervu) Jacksonův syndrom (Mumenthaler, Mattle, 2004).

2.2.1.1.2 Hemoragická cévní mozková příhoda

Při hemoragické CMP dochází ke krvácení do mozkového parenchymu. Tato skupina tvoří zbývajících 15 % všech CMP a představuje větší riziko mortality. Hemoragie vzniká vlivem ruptury cévní stěny některé z mozkových arterií. Krvácení může být buď tříštivé nebo ohraničené, tzv. globózní. Tříštivá krvácení, tzv. typická, představují 80 % parenchymových hemoragií a vznikají při ruptuře stěny cévy postižené chronickou arteriální hypertenzí. Tím dochází ke krvácení do bazálních ganglií, thalamu nebo capsuly interny. Jejich prognóza je často nepříznivá. Globózní (atypické) hemoragie jsou způsobeny rupturou cévní anomálie a postihují subkortikální oblast. Představují zbývajících 20 % parenchymových hemoragií a mají daleko příznivější prognózu. Krvácení může nastat také u arteriovenózních malformací nebo při různých angiopatiích a koagulopatiích (Kolář et al., 2009).

Zhruba 5 % všech CMP tvoří subarachnoidální krvácení, ke kterému dochází při ruptuře aneurysmatu z tepen Willisova okruhu nebo odstupu hlavních mozkových tepen. Projevují se náhle, často při tělesné námaze, prudkou bolestí hlavy. Přítomna může být také nauzea, zvracení, fotofobie nebo psychická alterace. U závažnějších krvácení se rozvíjí kóma. Pozvolna vzniká meningeální syndrom, kdy je patrná opozice šíje a další meningeální příznaky. Masivní hemoragie tohoto typu mohou vést k rychlé destrukci mozku a k rozvoji cévních spazmů, které mohou být příčinou mozkového infarktu (Nevšimalová et al., 2005).

2.2.1.2 Klinické příznaky cévní mozkové příhody u hemiparetické horní končetiny

Jednou z nejvíce invalidizujících poruch CMP je funkční ztráta paretické horní končetiny. Horní končetina představuje unikátní senzomotorický orgán sloužící ke komunikaci a manipulaci s okolním prostředím i vlastním tělem (Schusterová et al., 2004).

U pacientů po CMP dochází ke kombinovanému postižení, svalové slabosti a nerovnováze, snížení posturální a volní kontroly, nedokonalé pohybové koordinaci, abnormálnímu svalovému tonu a chybnému nastavení jednotlivých tělesných segmentů. Obnovení funkce paretické horní končetiny patří k jednomu z nejtěžších úkolů jak pro samotného pacienta, tak pro fyzioterapeuta. Tato skutečnost má významný dopad na psychickou, fyzickou i emoční stránku hemiparetického jedince (Jaraczewska & Long, 2006).

1. Syndrom bolestivého ramene a subluxace

Častou a vysilující komplikací, která ovlivňuje funkci paretické horní končetiny, je syndrom bolestivého ramene. Prevalence postižení se značně liší (Jaraczewska & Long, 2006). Tato komplikace se může objevit ihned v prvních dnech po vzniku mozkového iktu, anebo později v důsledku nesprávně vedené fyzioterapie s nefyziologickou obnovou torako-skapulo-humerální synergie (Schusterová et al., 2004). Bolest je nejčastěji vyprovokovaná extrémními pasivními pohyby, které způsobují kompresi subakromiálních a bicipitolabrálních struktur. Provokace však může být způsobena i volním pohybem, například při pokusu o abdukci, kterou hemiparetický pacient provede švihem bez antigravitační kontroly (Krobot, 2005). Bolesti jsou častěji kontinuální trvalého charakteru, avšak menší část pacientů je popisuje také jako epizodické nebo paroxysmální. Jejich intenzita bývá kolísavá a je ovlivňována vnitřními i vnějšími faktory. Mezi vnitřní faktory patří například pohyby těla, emoční vlivy, změny nálad nebo změny viscerální aferentace. Z vnějších faktorů jsou uváděny především vlivy meteorotropní (Opavský, 2007a). Důsledkem vzniklé bolesti je špatné funkční zotavení paretické horní končetiny, snížení rozsahu pohybu, deprese, poruchy spánku, déle trvající hospitalizace a snížení celkové kvality života jedince. Je nutné poznamenat, že u již jednou vzniklé algie může kdykoli dojít k jejímu nárůstu či obnově (Jaraczewska & Long, 2006).

Řada studií zjišťovala příčinu bolestivého ramene jakožto následek CMP. Paréza může vést k subluxaci až luxaci glenohumerálního (GH) kloubu, zkrácení kloubního pouzdra a vazů. Rozvíjí se abnormální svalové napětí svalů manžety rotátorů a lopatky, což společně se sníženou volní kontrolou a imobilizací vede ke vzniku bolestivého ramene (Hanger et al., 2000). Dystrofické změny svalově vazivového aparátu zpětně potencují nárůst limitující spasticity (Schusterová et al., 2004). Vzájemný vztah mezi subluxací a rozvojem bolestivého ramenního pletence udávají ve své studii také Turner – Stokes a Jackson (2002). Podle nich může subluxace inhibovat funkční zotavení v důsledku limitovaného rozsahu pohybu. Oslabení a snížené cití paretické horní končetiny, spasticita nebo atrofie jsou další z nejčastějších příčin poruchy její funkce a vzniku bolestivého ramene (Jaraczewska & Long, 2006). Podle Paci et al. (2005) existují dvě vysvětlení, proč je zrovna GH kloub zdrojem bolesti. Za prvé přetížená periartikulární tkáň může způsobit bolest vzhledem k tomu, že kloubní pouzdro a ligamenta obsahují velké množství nociceptorů. Za druhé předpětí může být předpokladem bolestivé ischemie šlachy m. supraspinatus a dlouhé hlavy m. bicipitis brachii. Tato spekulace je podpořena tím, že subakromiální prostor je nejčastějším místem bolestivého ramene. V rámci prevence je možné využít například zevní opory (ortéza, závěs) nebo tapu. Závěs se využívá k podpoře paretické horní končetiny a prevenci subluxace GH kloubu, kdy udržuje postiženou končetinu ve vnitřní rotaci a addukci. Závěs však omezuje veškerý pohyb. Z toho důvodu je vhodnější využít kinesio tape (Hanger et al., 2000).

2. Abnormální svalový tonus - spasticita

Funkce paretické horní končetiny je ovlivněna také abnormálním svalovým napětím. Jedná se o dosti častou komplikaci, která je způsobena lézí horního motoneuronu a je následkem zvýšené dráždivosti tonického napínacího reflexu závislého na rychlosti pasivního pohybu se zvýšenými šlachovými reflexy, které vycházejí z hyperexcitability napínacího reflexu. Čím rychleji dochází k napínání, tím více roste rezistence svalu (tzv. velocity dependent) a dominuje hypertonus antagonistů (Kohan et al., 2009).

Poškozená mozková tkáň ztrácí inhibiční vliv na primitivní míšní reflexy vyřazením míšních inhibičních neuronů z jejich funkce. U jedinců s normálním svalovým tonem

udržuje napínací reflex posturu těla a protichůdnou kokontrakční aktivitou kontroluje plynulé provedení cíleného pohybu.

Zvýšené svalové napětí může pacienta omezovat v rámci sebeobsluhy ve smyslu hygieny, oblékání a schopnosti se samostatně najíst. Znemožňuje přesuny, stoj a lokomoci. Na druhou stranu však může být u některých jedinců v jistém slova smyslu dočasně „prospěšná“, právě v rámci vertikalizace, lokomoce nebo přesunů. V tomto případě se však jedná o spasticitu dolních končetin (Stevenson, 2010). Bylo prokázáno, že spasticita dosáhne svého maxima 1 – 3 měsíce po vzniku iktu. Využití neurofyziologických přístupů zaměřených na normalizaci svalového tonu a pohybových vzorů jsou proto velmi jasnými prvky terapie. Inhibice abnormálního svalového tonu by měla vést ke zlepšení motorické funkce.

Je nezbytné si uvědomit, že nedostatečná nebo nevhodná terapie může způsobit poruchy pohybových vzorů, zkrácení a ztuhlost svalů, nebo vznik kontraktur měkkých tkání a šlach (Stevenson, 2010; Malhotra et al., 2008).

3. Svalová slabost

Častým následkem CMP je jednostranná svalová slabost hemiparetických končetin. Nadměrná slabost je považována za známku špatného zotavení. Tyson et al. (2006) prováděli studii, ve které zjišťovali, zda existuje a případně jak velký je rozdíl mezi svalovou silou hemiparetické horní a dolní končetiny. Zajímalo je, zda má horní končetina tendenci být slabší a zda je svalová slabost větší v distálních než proximálních kloubech. Tvrdili, že rekonvalescence hemiparetické horní končetiny trvá delší dobu a je náročnější, proto je terapie v akutním stádiu více zaměřená na dolní končetinu a lokomoci. Dále udávali, že k obnovení funkce svalů v okolí proximálních kloubů dochází rychleji než okolo kloubů distálních. Z toho důvodu se podle nich rehabilitace zaměřuje na distální klouby až tehdy, je - li obnovena kontrola kloubů proximálních. Tato tvrzení se však neshodují s průběhem rehabilitační terapie u nás, kdy je terapie již od akutního stádia CMP cílena jak na problematiku hemiparetické horní, tak i dolní končetiny zároveň. Stejně tak ovlivnění akra a zlepšení jemné motoriky je součástí terapie od jejího samotného začátku. Z jejich výzkumu vyplývá, že svalová síla hemiparetické dolní končetiny je v akutním stádiu CMP signifikantně silnější než horní. Taktéž Lawrence et al. (2001) uvádí, že je slabost horní končetiny u pacientů po iktu větší než končetiny dolní. Ke stejnému názoru

ve svém výzkumu dospěli také Wade a Langton – Hewer, o nichž se ve své studii zmínili Tyson et al. (2006). Kromě porovnávání svalové síly horní a dolní končetiny Tyson et al. (2006) zjišťovali, zda existuje rozdíl mezi svalovou silou v okolí proximálních a distálních kloubů. Nepřišli však na žádný rozdíl. Toto zjištění je v rozporu s domněnkou, že proximální klouby bývají méně poškozené než distální a že proximální stabilita je nezbytným předpokladem pro pohyb v distálním kloubu. Dále došli k závěru, že typ CMP a stranové postižení nemá vliv na stupeň svalové slabosti, zatímco neglect syndrom a porucha čítí ano. Z jejich závěrů vyplývá, že terapie zaměřená na obnovu kvality čítí a neglect syndrom, stejně tak jako na ovlivnění svalové slabosti, může být daleko efektivnější, než pouze terapie ovlivňující svalovou sílu (Tyson et al., 2006).

Na rozdíl od těchto tří výše zmíněných studií Duncan et al. (1994) uvádí, že mezi svalovou silou a mírou motorického zotavení hemiparetické horní a dolní končetiny neexistuje v akutním stádiu CMP žádný rozdíl. Jejich výzkum však zahrnoval probandy s lehkou formou CMP a minimální reziduální svalovou slabostí. Ke stejnému závěru došli také Andrews a Bohannon (2000). Ani oni nezjistili rozdíly ve svalové síle hemiparetické horní a dolní končetiny.

4. Proprioceptivní změny

Senzomotorický systém hraje důležitou roli pro nastavení a stabilitu ramenního pletence. Důležitou součástí tohoto systému je propriocepce, aferentní informace z periferních oblastí těla, které přispívají ke stabilitě kloubu, posturální a motorické kontrole (Niessen et al., 2009). CMP může vést ke změnám propriocepce ramenního pletence. Bylo prokázáno, že nejen kontralaterální strana (s ohledem na stranu léze, paretická), ale také homolaterální (s ohledem na stranu léze, neparetická) vykazuje u pacientů po CMP změny pohybových vzorů značící problém centrálního zapojení nebo zpracování aferentních signálů (Niessen et al., 2008).

Jak se může změnit propriocepce obou ramenních pletenců po CMP zjišťovali Niessen et al. (2008). Porovnávali hemiparetické pacienty v subakutním stádiu po první CMP s kontrolní skupinou, která zahrnovala zdravé jedince bez jakékoli patologie v oblasti ramene. Autoři studie uvádí, že kinematika obou ramenních pletenců je následkem CMP ovlivněna, což může způsobit problémy v jejich stabilitě, která vede ke snížení propriocepce. Ligamenta nestabilního ramene na kontralaterální

straně léze mohou být napnuty nebo oddáleny od glenoidu, což má negativní vliv na propriocepci (Niessen et al., 2008). Zvýšené signály z nociceptivních receptorů převažují nad aferencí propriocepce, proto došlo téměř u všech probandů ke vzniku bolesti ramenního pletence. Vzhledem k proprioceptivnímu deficitu se rameno stává nestabilní, což může způsobit až jeho bolestivost (Niessen et al., 2008).

Zda existuje nějaký vztah mezi bolestivým ramenem a změnou propriocepce u pacientů po CMP, zjišťovali Niessen et al. o rok později (2009). Opět pracovali s hemiparetiky v subakutním stádiu po první CMP, které porovnávali se zdravými jedinci bez jakékoli patologie ramenního pletence. Bylo zjištěno, že u pacientů s bolestivým ramenem došlo ke zhoršení propriocepce na rozdíl od hemiparetiků bez bolestivého ramenního pletence a probandů kontrolní skupiny. Lopatka hemiparetického ramene se zhoršenou propriocepcí byla více laterálně rotována ve srovnání s lopatkou jedinců kontrolní skupiny. Stejně tak lopatka na straně zdravého ramene s omezenou propriocepcí byla laterálně rotována na rozdíl od lopatky probandů kontrolní skupiny a probandů s neomezenou propriocepcí. Dále došlo ke změnám kinematiky svalů a natažení vazů v oblasti lopatky. To vedlo k vyššímu napětí a pravděpodobně i k nárůstu reakčních sil v kloubu. Stejně tak oblast působení reakčních sil v kloubu byla změněna. Tyto mechanismy mohou teoreticky vést k poškození aferentních periferních receptorů, které poskytují proprioceptivní informace, nebo k částečné deafferentaci těchto receptorů. To přispívá k bludnému kruhu nestability ramene, protože klesá reflexní svalová stabilita a dochází ke vzniku bolesti. Výsledky studií pozorující vztahy mezi bolestí, propriocepcí a kinematikou zůstávají nadále spekulativní. Obecně však lze říct, že u hemiparetických pacientů s bolestivým ramenem dochází k laterální rotaci lopatky a zhoršené propriocepci (Niessen et al., 2009).

2.2.2 Ramenní pletenec

Při vyšetření funkční schopnosti hemiparetické horní končetiny je vhodné vyšetřit skapulohumerální rytmus. U pacientů s vadným držením těla a oslabenými svaly ramenního pletence po CMP bude značně narušen. Snaha hemiparetického pacienta o elevaci horní končetiny doprovázená bolestí, srůsty kloubního pouzdra nebo slabostí

svalů vede k přehnané elevaci a laterální rotaci lopatky nebo ke „krčení ramen“. Může dojít i k hyperextenzi a kontralaterální flexi trupu (Jaraczewska & Long, 2006).

2.2.2.1 Význam lopatky

Funkce horní končetiny je úzce spjata s lopatkou. De Palma et al. (2003) uvádí, že lopatka je klíčovým bodem při aktivitě ramenního pletence a úzce souvisí se svaly rotátorové manžety. Jestliže lopatka není ve správné pozici, nevykonávají svaly manžety rotátorů správně svou funkci. Špatná pozice, nastavení nebo nedokonalá stabilita lopatky vůči hrudní stěně může mít významný vliv na rozsah pohybu ramenního pletence a může také vést ke vzniku bolestivého ramene. Následkem toho není možné správné funkční využití končetiny. Oslabené až paretické svaly lopatky u pacientů po CMP mohou způsobit posun mediální hrany lopatky od hrudní stěny. Nejzřetelněji to lze pozorovat tehdy, provede-li pacient flexi paže v uzavřeném kinematickém řetězci, například v modifikované pozici proti stěně (Jaraczewska & Long, 2006).

Nejefektivnějším svalem, který vykonává zevní rotaci lopatky během elevace horní končetiny, je m. serratus anterior. Tento sval zajišťuje spojení lopatky s hrudníkem. Při vzpažení horní končetiny fixuje a stáčí dolní úhel lopatky laterálně. Horní část svalu zvedá horní úhel, střední část je antagonistou a při stabilizaci synergistou pars transversalis m. trapezii, a dolní část svalu umožňuje vzpažení. Při narušené stabilizační funkci se dolní úhel lopatky stáčí mediálně (Kolář et al., 2009). Po CMP se však m. serratus anterior aktivuje nedostatečně, jelikož je funkčně utlumený silnějšími spastickými antagonisty (m. rhomboideus minor et major, m. trapezius). Pacienti proto nejsou schopni provést elevaci ramenního pletence paretické horní končetiny výše než 120° (Schusterová et al., 2004).

Při abdukci humeru vyčnívá laterální úhel lopatky a pars descendens m. trapezii je oploštělý. To nasvědčuje tomu, že je horní trapéz oslabený. Tento sval, jako jediný, je zodpovědný za elevaci spiny scapulae a jeho oslabení či nerovnováha může mít za následek depresi laterálního úhlu lopatky (Jenkins, 2002). Horní vlákna trapézu táhnou lopatku superiorně a mediálně, střední vlákna zajišťují stabilizaci lopatky a spodní vlákna táhnou mediální okraj lopatky inferiorně. Střední a spodní vlákna společně napomáhají elevaci fossa glenoidale, a tím jsou součástí skapulohumerálního rytmu. Následkem CMP bývá m. trapezius zkrácený, čímž je jeho schopnost vyvíjet

napětí ovlivněná. Dochází ke zvýšenému napětí svalu. Elevaci lopatky provádí horní trapéz společně s m. levator scapulae a musculus (mm.) rhomboidei. Jestliže je horní trapéz oslabený nebo až paretický, elevaci přebírají výhradně m. levator scapulae a mm. rhomboidei. Včasné rozpoznání a určení oslabených svalů může zamezit nesprávnému postavení hlavice humeru ve fossa glenoidale. Špatné postavení hlavice totiž může způsobit bolestivou hybnost ramenního pletence až impingement syndrom (Jaraczewska & Long, 2006). Při větším rozsahu elevace může dojít k provokaci nociceptivního dráždění narážením hlavice humeru na akromion. Kromě bolesti může být zpětně navyšován spastický hypertonus a prohloubena funkční patologie (Schusterová et al., 2004).

Samotná bolest, která často doprovází pohyb, velmi ovlivňuje funkci paretické horní končetiny. Při elevaci paže musí být hlavice humeru umístěna mimo kloubní jamku. K tomu dochází díky koaktivitě svalů rotátorové manžety a m. deltoideus. Jsou - li tyto za normálních podmínek silné svaly oslabeny, může dojít až k subluxaci ramene. U některých pacientů nebývá subluxace bolestivá, avšak může poškodit svaly a způsobit předčasnou svalovou únavu. Tím dochází k poklesu svalové koordinace. Posteriovní vlákna m. deltoideus, m. supraspinatus a m. infraspinatus jsou nejvýznamnějšími svaly, které brání subluxaci GH kloubu. Oslabení m. deltoideus a svalů rotátorové manžety způsobí šikmý pokles fossa glenoidale. Jaraczewska a Long (2006) poznamenali, že při rotaci lopatky směrem kaudálně je humerus v abdukci. Kloubní pouzdro už není déle napínáno a hlavice humeru klouže kolem fossa glenoidale. Oslabená posteriovní vlákna m. deltoideus, m. supraspinatus a m. infraspinatus nedokážou udržet hlavici humeru ve fossa glenoidale, čímž může dojít až k subluxaci a k oploštění oblasti okolo m. deltoideus. Včasná terapie a zejména prevence subluxace díky správnému nastavení ramene může zabránit přetížení měkkých tkání, vzniku edémů a bolesti (Jaraczewska & Long, 2006).

Podle Bobatha (1991) je důkazem subluxace humeru přítomnost spasticity převážně ochablé paže, a to zejména okolo laterálních flexorů krku a lopatky. Ramenní pletenec je v retrakci a dolní úhel lopatky fixován. Tím zamezuje pohybu lopatky laterálně a anteriorně, zatímco je horní končetina v elevaci. Akromion se proto nemůže otočit nahoru a udržet hlavici humeru ve fossa glenoidale. Bobath dospěl k závěru, že hlavici humeru „nevytahuje“ z fossa glenoidale pouze gravitace, ale také přítomnost spasticity depresorů humeru, mezi které patří m. subscapularis, m. infraspinatus a m. teres minor.

Akromion a laterální konec klavikuly artikulují společně v akromioklavikulárním kloubu. Jestliže dochází u pacienta se subluxovaným ramene k bolestivé elevaci horní končetiny nad 90°, svědčí to pravděpodobně o působení m. supraspinatus na akromion. Oslabení nebo poškození tohoto svalu může zamezit abdukci paže. Spasticita mm. rhomboidei, m. latissimus dorsi a m. trapezius může bránit kraniální rotaci a abdukci lopatky. Fossa glenoidale se nemůže vytočit směrem nahoru a zůstává otočena kaudálně. Tím dochází ke vzniku bolesti, protože humerus je tlačěn proti akromionu, který zasahuje šlachy m. supraspinatus (Jaraczewska & Long, 2006).

2.2.2.2 Význam hrudní a bederní páteře

Centrální porucha koordinace hemiparetických pacientů vede jednak ke ztrátě pohybů v GH kloubu, ale také k rozpadu svalové koordinace mezi trupem a ramenním pletencem. Nejprve dochází k omezenému pohybu lopatky po stěně hrudníku, což lze považovat za příčinu dalších poruch (Schusterová et al., 2004).

Hrudní páteř má tři zásadní významy v souvislosti se správnou funkcí horní končetiny. Upevňuje a drží hrudní koš, který umožňuje jak stabilitu, tak pohyb lopatce. Vertebrální fasety hrudní páteře dovolují plný rozsah extenze a flexe, který souvisí s elevací a depresí ramenního pletence. V neposlední řadě přináší podporu bederní páteři a společně s ní tvoří svislý sloup, který stabilizuje spojení horní končetiny s trupem (Jaraczewska & Long, 2006). Rozsah flexe a extenze hrudní páteře je limitován připojením hrudního koše. Axiální rotace je však relativně široká, přesahuje až do oblasti bederní páteře, což umožňuje horní končetině provádět řadu funkčních úkonů. Rozsah flexe a extenze v bederní páteři je daleko větší, protože její součástí už není hrudní koš se žebry. Nicméně je zde malý rozsah pohybu kloubních faset. Větší rozsah flexe závisí na dosaženém rozsahu pohybu v kyčelním kloubu a její stabilita na správné aktivitě břišní muskulatury (Jaraczewska & Long, 2006).

Za kontrolu trupu odpovídají extenzory páteře a břišní svaly. Extenzory obklopují páteř a umožňují flexibilitu trupu. Důležitou funkcí trupového svalstva je upevnit hrudník, bederní páteř a pánev při proximální stabilizaci svalů ramene pro pohyb horní končetiny. Aby mohla horní končetina správně funkčně pracovat, je nezbytná dokonalá aktivita břišních svalů vykonat a udržet požadovaný pohyb. Pro efektivní práci břišních svalů je zapotřebí stabilního hrudníku. S narůstající hrudní kyfózou dochází k přiblížení začátku a úponu mm. obliqui interni et externi. Z tohoto důvodu není

možná správná funkce těchto svalů. Je důležité vědět, že hyperkyfóza hrudní páteře způsobená oslabením nebo dysbalancí svalů může vést ke stlačení hrudního koše. Tato komprese redukuje objem plic a způsobuje rychlejší únavu pacienta (Jaraczewska & Long, 2006).

Nastavení krční, hrudní a bederní páteře má vliv na postavení lopatky, a tím i na funkci celé horní končetiny. Během abdukce ramenního pletence určuje skapulohumerální rytmus rozsah a kvalitu pohybu. Z toho můžeme usoudit, že extenze hrudní páteře je nezbytná pro plný rozsah pohybu v rameni. Je známo, že narůstající kyfóza vede k abdukci lopatky a rotaci směrem kaudálně. Následně dochází ke změně skapulohumerálního rytmu, oslabení svalů a omezení rozsahu pohybu. Následkem může být až impingement syndrom (Jaraczewska & Long, 2006).

Vlivem stáří nebo patologie bederní páteře má její zakřivení sklon „růst“. Navíc může nastat restrikce měkkých tkání. Horní trapéz je ve zkrácení a jeho schopnost produkovat napětí je narušena. Stejně tak m. deltoideus a m. supraspinatus jsou nadměrně ve zkrácení (Jaraczewska & Long, 2006). Stabilita lopatky, zajištěna m. serratus anterior a m. pectoralis minor, závisí na stabilním hrudníku, na který se zmíněné svaly upínají. Kromě toho je m. serratus anterior závislý na souhře s brániční a břišními svaly, které pro jeho funkci tvoří punctum fixum (Kolář et al., 2009). Taktéž m. pectoralis major k tomu, aby mohl vykonat flexi, vnitřní rotaci a addukci ramene, potřebuje stabilní hrudník vzhledem k jeho připojení na téměř všechna pravá žebra. Aby m. pectoralis major pracoval efektivně, musí břišní svaly v rámci své funkce táhnout žebra kaudálně. Všechny svaly, které ovlivňují pohyb v ramenním pletenci, závisí na jeho stabilitě a ta zase závisí na stabilitě hrudníku. Protože je trup součástí všech pohybů proti gravitaci, byl by pohyb horní končetiny obtížný až nemožný bez stabilního trupu (Jaraczewska & Long, 2006). Dalším významným svalem pro spolupráci trupu s ramenním pletencem je m. latissimus dorsi. Sval propojuje pánev s trupem a prostřednictvím paže i s horní končetinou. V rámci CMP jsou významné jeho posturální synergie pro zaujetí a udržení vzpřímené postury. Právě rozpadem posturální synergie dochází u hemiparetiků k manifestaci nepohyblivé lopatky se zkráceným trupem a lateroflexí k hemiparetické straně, s retrakcí, depresí a vnitřní rotací ramene (Schusterová et al., 2004).

Patologie hrudní i bederní páteře hemiparetického pacienta se odráží ve funkci horní končetiny. Následkem hemiparézy přicházejí břišní svaly o značnou část

své aktivity a normalizaci svalového tonu, a u pacienta se objevují problémy s antigravitačními pohyby. Jestliže dojde k oslabení některých z výše uvedených svalových skupin, tělo si osvojí novou pozici, která eliminuje chybějící činnost oslabených svalů. Konkavita páteře je na straně oslabení a laterální zakřivení páteře se zvětší směrem na opačnou stranu. Svaly na konvexní straně jsou v protažení a nemohou poskytovat dostatečnou stabilitu pro vzpřímené držení. V počátečním stádiu hemiparézy pacient zaujímá nepodporovaný sed o širší bázi s flexí hrudní páteře. Vzhledem k přiblížení začátku a úponu břišní muskulatury nejsou svaly schopny stabilizovat trup a horní končetinu. Nedostatečná selektivní činnost trupu a stabilita žebor způsobená ochablým břichem vede k tomu, že lopatka nemůže být déle držena v stabilní pozici, která je nezbytná pro pohyby ramenního pletence. Při terapii hemiparetického pacienta je nutné se zaměřit také na postavení a pohyb trupu, hrudního koše a lopatky. Jedině tento stabilní základ umožní správnou funkční činnost horní končetiny. Je zřejmé, že bez stabilní podpory klíčového bodu nemohou být svaly horní končetiny ve svých funkcích efektivní (Jaraczewska & Long, 2006).

2.2.2.3 Význam akra

Následkem CMP v povodí a. cerebri media dochází ke ztrátě diferencované hybnosti ruky a přesunu aktivity k ramennímu pletenci. Pacient není schopen díky poruchám senzomotorických funkcí ruky provést kontrolovaný úchop, udržet a manipulovat s předměty, kombinovat složité pohyby, rozpoznávat povrch předmětů pomocí konečků prstů a přizpůsobit tomu sílu stisku. U těchto pacientů také nacházíme velký deficit čítí jak kontralaterálně, tak i homolaterálně a bilaterálně (Opavský et al., 2007b).

Návrat ztracené či omezené funkce akra probíhá v porovnání s ramenním pletencem daleko pomaleji. Aktivita primární motorické korové oblasti se přesouvá do suplementární a premotorické arey, a tím dochází k méně diferencovanému řízení. Z důvodu diferencovaných a specifických schopností ruky, náročnosti a přesnosti při provádění pohybů je její funkce v mozkové kůře vysoce kortikalizovaná a stranově diferencovaná. Platí, že čím preciznější pohyb musí být svalovými skupinami vykonán, tím větší oblast motorické mozkové kůry jim odpovídá (Hluštík & Mayer, 2004).

U mnohých pacientů po CMP v povodí a. cerebri media obvykle dochází k uspokojivé restituci posturálních funkcí i lokomoce. Funkce ruky se však navrácí nejpozději a bývá v horším funkčním stavu než zasažený ramenní pletenec. Akrum se může aktivovat teprve poté, jakmile dojde k navrácení funkční schopnosti ramenního pletence (Hlušík & Mayer, 2004). Moderní neurofyziologie a především funkční zobrazovací metody potvrzují fenomén kompetice kortikálních reprezentací sousedících sektorů pohybového aparátu. Ta část těla, na kterou je nejvíce zaměřená terapie a která je nejvíce stimulována, přebírá motorickou kůru sousedním oblastem. K tomu zpočátku dochází plně reverzibilně. Čím je však tato situace častější a delší, tím více se stav upevňuje. Příkladem je právě kompetice mezi rukou a ramenním pletencem. To znamená, že pokud je ramenní pletenec nadměrně aktivován, nelze dosáhnout optimální funkce akra, zejména diferencované jemné motoriky. Každá nadměrná aktivace ramenního pletence a opomíjení ruky “ubírá“ zbývající primární motorický kortex postižené ruce a “přidává” jej nediferencované hybnosti trupu a pletenců (Nirkko et al., 2001). Naopak aktivace ruky vede k aktivaci ramenního pletence a k jeho centrované pozici. Toto působení se totiž neodehrává v primární motorické oblasti, ale v suplementární a premotorické oblasti a v subkortikálních strukturách. Můžeme tedy říct, že ramenní pletenec inhibuje ruku a ruka aktivuje rameno (Beebe & Lang, 2008).

Jak již bylo uvedeno, při ischemii v povodí a. cerebri media je častý obraz Wernick Mannova držení, kdy je akrum v ulnární dukci, volární flexi, flexi prstů a addukci palce. Takovéto postavení ruky je u dospělého jedince patologické. V ontogenezi se však vyskytuje i v rámci fyziologie, a to u novorozenců.

Funkce ruky závisí také na schopnosti vnímání prostoru (stereognozie) - poznávání předmětů hmatem s i bez zrakové kontroly. Informace získané rukou vznikají aferencí jak z exteroceptivních, tak z propioceptivních receptorů. Tato schopnost je následkem CMP narušena (Véle, 2006).

2.2.3 Možnosti terapeutického ovlivnění hemiparetické horní končetiny

Z výše uvedených klinických obrazů vyplývá, že mezi nejčastější následky CMP patří poruchy senzorických, symbolických a kognitivních funkcí, hybnosti končetin,

postižení hlavových nervů, poruchy povrchového i hlubokého čítí, vestibula a cerebella. Klinický obraz postižení CNS je vždy kombinací strukturálních a útlumových změn. Pomocí fyzioterapie je možné ovlivnit zejména oblast útlumových změn. Jejím cílem je odstranit funkční útlum v okolí morfologického postižení a prevence vzniku sekundárních útlumových změn v nadřazených i vzdáleně souvisejících oblastech. Důležité je včasné zahájení rehabilitační terapie a její náplň. Terapie vychází z hodnocení posturálního tonu, posturálních a pohybových vzorů a funkčních dovedností (Kolář et al., 2009; Jaraczewska & Long, 2006). Stěžejním bodem je obnova axiální motoriky a posturálně antigravitační motoriky ramenního a pánevního pletence. Při terapii je nezbytné respektovat zákonitosti fylogenetického i ontogenetického vývoje, to znamená kраниokaudální a proximodistální směr vývoje i předpokládané obnovy (Schusterová et al., 2004). Terapie musí být v neposlední řadě přizpůsobena vývojovému stádiu CMP. Je možné rozlišit několik vývojových stádií. Každé z nich vyžaduje jiný terapeutický přístup. Stěžejním prvkem akutního stádia je svalová hypotonie (tzv. stádium pseudochabé). V subakutním stádiu dochází k rozvoji a převaze spasticity, ve stádiu relativní úpravy je patrný příznivý vývoj, kdy dochází ke zlepšení stavu. Jestliže se stav ustálí a jeho zlepšení již nepokračuje, nastává stádium chronické. Všechna stádia se vzájemně překrývají a nelze je od sebe striktně oddělit (Kolář et al., 2009).

Najít cestu ke stimulaci senzomotorického systému, obnovit volní pohyb a navrátit postižené horní končetině její funkční schopnost, je výzvou a cílem celé fyzioterapie. Bezprostředně po vzniku CMP se využívají různé metodiky a koncepty, zejména Bobath koncept nebo propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF). Metodiky slouží k obnově mobility, prevenci a léčbě kontraktur měkkých tkání nebo k úpravě svalového tonu. Cílem většiny terapeutických programů je udržet, v nejlepším případě zlepšit paretickou horní končetinu v co nejlepší možné „kondici“, vyvarovat se patologických změn měkkých tkání, edémům a bolesti (Jaraczewska & Long, 2006).

2.2.3.1 Metodiky fyzioterapie na neurofyziologickém podkladě

➤ Bobath koncept

Teoretickým základem tohoto konceptu je mechanismus centrální posturální kontroly. Její porucha se projevuje abnormálním svalovým tonem a neefektivní

reciproční interakcí svalů, dále pak sníženou různorodostí posturálních a pohybových vzorů, a vznikem asociovaných reakcí při volných pohybech ve smyslu nežádoucích synchronních pohybů i ve vzdálenějších oblastech. Koncept obsahuje řadu dynamických posturálních reakcí, které mají společný cíl - udržet rovnováhu a přizpůsobit posturu před vykonáním, v průběhu a po ukončení pohybu (Tyson et al., 2009).

Mezi obecné cíle terapie se řadí především inhibice spasticity, inhibice patologických posturálních a hybných vzorů, facilitace fyziologické postury a pohybu, která vede k funkčním činnostem. Dále pak změna sensorického vjemu pro zlepšení vnímání polohy a pohybu, podpora motorického vývoje a v neposlední řadě také prevence kontraktur a deformit (Bobath, 1991). Bobath koncept vnímá inhibici a facilitaci jako dva neoddělitelné pojmy. Jednotlivé terapeutické postupy totiž umožňují provádět facilitaci zároveň s inhibicí. Toho lze u hemiparetických pacientů využít například při terapii spasticity, kdy je jí možné inhibovat pomocí tonus ovlivňujících vzorů (TIP) a současně pacientovi umožnit správné provedení pohybového vzoru. Ke změnám svalového tonu totiž dochází vlivem působení TIP jednak na neurální úrovni, a jednak na úrovni nonneurální (Horáček & Kolář, 2009).

Terapie probíhá pomocí tzv. handlingu. Jako motivaci k aktivnímu provedení určité motorické polohy a aktivity v ní využívá prostředky měnícího se zevního prostředí. Fyzioterapeut navozuje, sleduje a koriguje automatickou hybnost a aktivní volní hybnost pacienta. Dále řídí motorický výstup jedince vlivem změny sensorického vjemu. K inhibici spasticity a k facilitaci správných fyziologických vzorů využívá speciální techniky handlingu, které vycházejí z klíčových bodů kontroly. Vzniklá aktivita představuje pro jedince normální senzomotorickou zkušenost normálně provedeného pohybu. Při jejím stálém opakování by měl být jedinec schopen samostatné korekce a kontroly nad vlastním posturálním držením a pohybem. Jedná se o proces motorického učení, který vznikl na principu vytvoření zpětné (tzv. feedback) a dopředné vazby (tzv. feedforward) jakožto přípravy pro posturu i pohyb (Kollen et al., 2009; Horáček & Kolář, 2009).

➤ **Proprioceptivní neuromuskulární facilitace**

Základním neurofyziologickým mechanismem proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) je cílené ovlivnění motorických neuronů předních rohů míšních

prostřednictvím aferentních impulzů ze svalových, šlachových a kloubních proprioreceptorů. Míšní motorické neurony jsou však zároveň ovlivňovány také prostřednictvím impulzů eferentních, které přicházejí z vyšších motorických center a reagují na aferenci z taktilních, zrakových a sluchových exteroceptorů. Techniky PNF facilitují a urychlují odpovědi nervosvalového aparátu stimulací proprioreceptorů. Neurofyziologická podstata PNF vychází z toho, že mozek přemýšlí v pohybech, nikoli ve svalech. Z toho důvodu jsou základem metodiky pohybové vzorce, které probíhají v diagonálních směrech vždy se současnou rotací. Pohybové vzory se podobají většině každodenních aktivit. Důležitým mechanismem PNF je využití spolupráce velkých svalových skupin, protože jediný sval není samostatně zodpovědný za pohyb ani za jeho funkční komponentu. Takový sval může být během pohybu posilován synergisty, naopak v jiném pohybovém vzorci se on sám synergistou stává.

Součástí PNF jsou posilovací a relaxační techniky, kdy sumací jednotlivých impulzů dochází k iradiaci. Svalová aktivita silnějších svalů poté umožní obnovení aktivity svalů slabších až inaktivních (Adler et al., 2008; Kolář et al., 2009).

➤ **Vojtova reflexní lokomoce**

Podkladem pro terapii Vojtovy reflexní lokomoce je vývojová kineziologie. Jednotlivé etapy vývoje se nehodnotí pouze v konečné statické podobě, ale také při přeměnách z jedné polohy do druhé, kdy se hodnotí, jakým způsobem k přeměně dochází a jaké svaly se při ní aktivují. Díky Vojtově reflexní lokomoci je možné vstoupit do geneticky kódovaného programu jednotlivce a do jeho řízení, kdy lze zásahem z periferie vyvolat přesné motorické odpovědi. To je umožněno pomocí manuální aplikace tlaku na tzv. spoušťové zóny, které slouží k vyvolání automatických lokomočních pohybů (reflexní plazení a otáčení). Sumovanou stimulací zón je možné vyvolat působení komplexní motorické reakce. Ty nejsou náhodné, ale zákonitě dané a pravidelné. Ke kladům terapie patří, že je prováděna reflexním způsobem bez volního úsilí a spolupráce pacienta a její pohybové procesy jsou vybavitelné u každého jedince bez ohledu na jeho věk (Zounková & Šafářová, 2009; Kutín et al., 2011).

U hemiparetických pacientů po CMP dochází díky reflexní lokomoci ke globální změně držení těla, ke změně přesunu těžiště, zlepšení vzpřimování a celkové koordinaci pohybů. Při terapii jsou svaly, které pracovaly ve vzorech patologických

anebo vůbec, aktivovány ve fyziologických pohybových vzorech a řetězcích. Tím dochází k aktivaci svalů, které pacient není schopen samovolně zapojit. Dále se napřimuje páteř a akrální části končetin je možné využít v rámci opěrné a úchopové funkce. Pacient je schopen lépe udržet rovnováhu a také se lépe orientuje v prostoru. Daleko více vnímá vlastní tělo, rozeznává tvar a strukturu předmětů, protože dochází k ovlivnění stereognozie (Zounková & Šafářová, 2009; Kutín et al., 2011).

2.2.3.2 Další možnosti terapie hemiparetického ramene

➤ Ortotika

Ve však fázích CMP může být použita některá z ortotických pomůcek, která usnadňuje stoj nebo chůzi, zpevňuje nestabilní kloubní segmenty nebo brání rozvoji spasticity a sekundárních změn. K nejvíce využívaným pomůckám horní končetiny patří různé typy ortéz a dlah, svým způsobem také berle nebo chodítka. K zajištění horní končetiny se často používají individuálně zhotovené dlahy, které jsou prevencí flekční kontraktury prstů a ruky (Nolan et al., 2009).

➤ Ergoterapie

Součástí terapie u hemiparetických pacientů po iktu by měla být také ergoterapie. Její náplní je zlepšení obsluhy pacienta a nácvik zvládání běžných denních aktivit. Samostatnost a co nejmenší možná závislost na okolí dodává jedincům sebevědomí a sebedůvěru, která je nezbytná pro další spolupráci a pro navrácení se do běžného života (Horáček & Kolář, 2009).

➤ Fyzikální terapie

Fyzikální terapie u pacientů po CMP slouží především k snížení bolesti a spasticity, zlepšení trofiky, redukci edémů a podpoře propiocepce. K ovlivnění následků iktu se využívají vodoléčebné procedury. U bolestivého ramene lze využít také elektroanalgezie (Horáček & Kolář, 2009).

➤ Kinesio tape

K doplnění rehabilitační terapie je možné využít také metodu kinesio tapingu. Kinesio tape napomáhá zlepšit funkční návrat horní končetiny a přispívá ke stabilizaci

a správnému nastavení jednotlivých segmentů bez současného omezení pohybu. Dále má analgetický účinek, redukuje vzniklé edémy, slouží jak ke svalové facilitaci tak i inhibici, a zlepšuje proprioceptivní vnímání kloubních struktur (Jaraczewska & Long, 2006).

➤ **Farmakoterapie**

U hemiparetických pacientů je indikována cílená medikamentózní terapie. U CMP ischemického původu ji lze rozdělit na terapii antitrombotickou, hemoreologickou a antiedematózní. Farmakologická léčba hemoragického typu CMP zabraňuje především rozvoji ischemických změn a edému v okolí hemoragického ložiska. Z toho důvodu se zásadně neliší od léčby iCMP, avšak léčba antitrombotická je kontraindikována. Medikamentace je zaměřena především na zmírnění bolestí, prevenci vazospasmů a na potlačení tvorby volných kyslíkových radikálů (Amarenco et al., 2007).

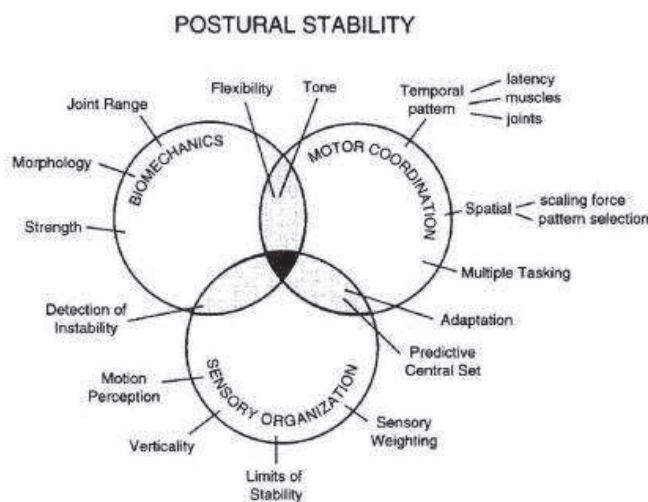
2.3 Posturální stabilita a kontrola hemiparetických jedinců

Posturální stabilita (PS) neboli schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny vnitřních i vnějších sil tak, aby nedošlo k pádu, je častým deficitem u pacientů po CMP (Srivastava et al., 2009). PS souvisí s poruchou rovnováhy, vznikem závratí, zvýšeným rizikem pádů a nejistotou během pohybu (Paillex, So, 2005). Představuje také koordinaci a stabilitu těla v prostředí, a je součástí každodenních aktivit. Její hodnocení je důležité pro určení závažnosti CMP a zhodnocení terapeutických výsledků. Porucha rovnováhy u hemiparetických pacientů může být způsobena poruchami fyziologických systémů zapojených do posturální kontroly včetně sensorické aference, pohybových strategií, biomechanických omezení, kognitivního zpracování a percepce vertikality (De Oliveira, 2008). Potíže v určení individuálních příčin rovnovážných poruch souvisejí s rozdílnými mechanismy poškození. Snížená svalová síla, omezený rozsah pohybu, abnormální svalový tonus, motorická koordinace, sensorická organizace, kognice a multisenzorická integrace mohou přispívat k narušení stability na různých úrovních (De Oliveira, 2008; Bonan, 2004).

Systém vzpřímeného držení má tři hlavní složky - senzoricou, řídicí a výkonnou. Řídicí funkci vykonává CNS, tedy mozek a mícha. CNS svou eferentní funkcí řídí svalovou aktivitu a její aferentní část přijímá informace, které následně vyhodnocuje. Výkonnou složkou je pohybový systém tvořený kosterním svalstvem. V posturální kontrole jsou zahrnuty tři hlavní senzoricke modality - propiocepce, zrak a vestibulární systém (Vařeka, 2002). Integrace informací z těchto systému je rozhodující pro adekvátní posturální kontrolu (viz obr. 4).

Ztráta posturální kontroly je považována za velký problém. Pro dosažení nezávislosti a navrácení se jedince do společnosti je proto nezbytné zlepšení komplexního posturálního chování (Geurts et al., 2005; Paillex, So, 2005). Jednou z možností, jak zlepšit rovnováhu u hemiparetických pacientů, je využití silových tenzometrických plošin posturografického vyšetření (Barclay-Goddard et al., 2005).

Obr. 4. Schématické znázornění jednotlivých komponent posturální stability (Horak, 1997)



2.3.1 Biomechanické hledisko posturální stability

Aktivita CNS je sice rozhodující pro řízení motoriky, avšak výsledné pohyby jsou determinovány biomechanickými principy. Při posuzování PS se využívá působíště vektoru reakční síly podložky, tzv. Centre of Pressure (COP). Jeho polohu lze vypočítat jako vážený průměr všech tlaků působících na opěrnou plochu. Opěrná plocha představuje tu část podložky, která je v přímém kontaktu s tělem. Poloha COP

je ovlivněna polohou těžiště (Centre of Mass, COM), ale i aktivitou svalů. Zvýšená aktivita plantární flexorů posouvá COP směrem dopředu, naopak zvýšená aktivita inventorů nohy laterálně. Tato svalová aktivita je vždy řízena CNS tak, aby těžnice procházela opěrnou bází a vertikální projekce těžiště do podložky (Centre of Gravity, COG) zůstávala v opěrné bázi. To je základní podmínkou stability. COG má význam pouze v rámci opěrné báze, ve které se během stoje musí vždy nacházet (Vařeka, 2002). Jestliže se při statické zátěži vektor tíhové síly nepromítá do opěrné báze, je podmínka stability porušena. V tomto případě je nezbytná značná svalová síla, která zabraňuje ztrátě rovnováhy (Mansfield et al., 2010). Nerovnovážený stoj nejprve koriguje již zmiňovaná vyšší svalová síla spolu s hypertonií daných svalů, poté bolest a nakonec i vznik deformit (Čakrt, 2009).

Z hlediska biomechaniky je posturální stabilita chápána jako schopnost udržet COG uvnitř opěrné báze nebo limitů stability. Tyto limity nejsou pevně dány, spíše mohou být upraveny v závislosti na pohybu, biomechanických požadavcích a aspektech okolního prostředí. Následky iktu jako je omezený rozsah pohybu, abnormální svalový tonus a snížená svalová síla mají vliv na PS. COP paretické dolní končetiny (PDK) může být posunuto směrem dopředu vzhledem k nerovnováze antero-posteriorních svalů hlezenního kloubu (De Oliveira et al., 2008).

2.3.1.1 Posturografie

Posturografie je přístrojová vyšetřovací metoda, která hodnotí motorické balanční mechanismy podílející se na udržení posturální stability. Pomocí tenzometrické silové plošiny jsou měřeny reakční síly, respektive jejich rozklad ve třech vzájemně kolmých rovinách během statických a dynamických situací (Čakrt, 2009).

Základním hodnoceným parametrem je působiště vektoru reakční síly podložky, jehož průmět je zaznamenáván v čase a zpracováván v rámci jednotlivých testů. Mezi výstupní parametry patří velikost amplitudy vychýlení COP v antero-posteriorním a latero-laterálním směru, délka trajektorie a plocha konfidenční elipsy. Posturografie také umožňuje vyšetření automatických balančních reakcí na vnější podněty - translační a rotační pohyby plošiny. Zde dochází k testování latence, velikosti amplitudy, délky reakce nebo kvantifikace procentuálního zatížení dolních končetin během dynamických aktivit (Visser et al., 2008).

Posturografické vyšetření slouží v klinické praxi k objektivizaci balančního deficitu u pacientů s poruchou rovnováhy. Protože většina posturografických systémů má integrovaný modul, který umožňuje nácvik rovnováhy s využitím vizuální zpětné vazby, hodnotí závislosti změny sensorických podmínek na posturální stabilitě ve vzpřímeném bipedním stoji (Čákr 2009; Visser et al., 2008).

2.3.2 Mechanismy zajištění posturální stability

Bylo prokázáno, že lidské tělo využívá statické a dynamické posturální strategie, které jsou senzomotorickým řešením posturální kontroly. Statické strategie zahrnují rovnovážné reakce, při kterých se řídicí systém snaží udržet PS v rámci nezměněné plochy kontaktu. To znamená, že COG nepřekročí limity opěrné báze. Jestliže COG překročí hranici opěrné báze, dojde k přemístění plochy kontaktu. Tato situace patří mezi dynamické strategie (De Oliveira et al., 2008). Výběr specifické strategie je závislý jednak na vnitřních a vnějších faktorech, ale také na předešlé zkušenosti, očekávání a fyziologických možnostech každého jedince (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Kotníková strategie

Základní podstatou statické balance je předozadní, tzv. kotníková strategie (viz obr. 5), kdy je rovnováha udržována především aktivitou plantárních flexorů (zejména m. triceps surae), aktivita dorzálních flexorů je zanedbatelná. U kotníkové strategie dochází k aktivaci svalu disto-proximálním směrem, a poloha COM se mění s momentem síly v hlezenním kloubu. Kotníková strategie je více účinná pro udržení trupu ve vertikále při drobných výchylkách stoje bez výraznějších změn působení zevních sil. Jestliže se zmenší opěrná báze nebo dojde k oslabení hlezenních svalů, nemůže být tato strategie vhodně využita a kontrolním mechanismem se stává strategie kyčelní (Mansfield et al., 2010).

Kyčelní strategie

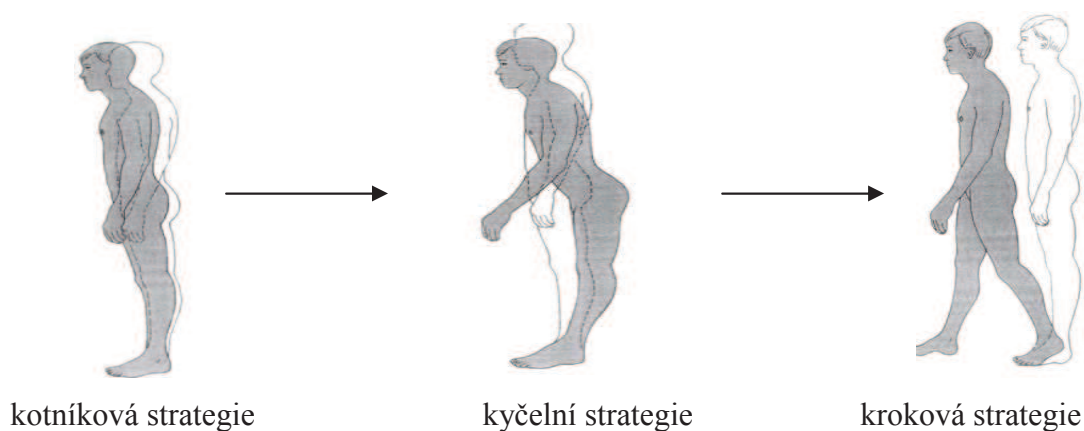
Při klidovém stoji má svůj význam kyčelní strategie (viz obr. 5) v latero-laterálním směru. Zatímco kotníková strategie závisí na přesných somatosenzorických vstupech, kyčelní strategie vyžaduje adekvátní vestibulární informace. Při změnách postury mezi nimi často dochází k harmonickému přechodu (Mansfield et al., 2010).

Kroková strategie

Jestliže jsou požadavky na bilanci příliš vysoké a nestačí k jejímu udržení kotníková ani kyčelní strategie, je zapotřebí zvětšit opěrnou bázi, aby nedošlo k pádu. Dynamická neboli kroková strategie (viz obr. 5) začíná kontrakcí abduktorů kyčelního kloubu společně s kokontrakcí svalů hlezna. To vede k asymetrickému zatížení dolních končetin a ke změně opěrné báze vlivem pohybu COM (Mansfield et al., 2010; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

Pacienti po CMP využívají daleko více kompenzační strategie včetně přidržování se pevné opory. K udržení opěrné báze využívají především kyčelní strategii, naopak kotníkovou strategii v menší míře. Kromě statických balancí daleko častěji využívají také dynamickou krokovou strategii. Nicméně tyto strategie nejsou pro rovnováhu efektivní, jelikož vedou často až k pádům (De Oliveira et al., 2008).

Obr. 5. Pohybové strategie k udržení posturální stability (Shumway-Cook & Woollacott, 2001)



2.3.3 Klidový stoj hemiparetiků

Studie zabývající se klidovým stojem u hemiparetiků využívají silové plošiny k posouzení spontánních posturálních výchylek a symetrického zatížení dolních končetin na základě pohybových a polohových charakteristik (Geurts et al, 2005).

Posturální výchylky

Pacienti po CMP mívají obvykle problém klidně stát nebo jsou schopni stát pouze krátkou dobu, protože je to pro ně z hlediska udržení stability náročné (Goldie et al., 1996). U těchto pacientů dochází ke zvýšenému výskytu spontánních posturálních výchylek (postural sway) nejvíce ve frontální rovině a ke zhoršenému až omezenému přenosu váhy. Posturální výchylky se objevují také ve vzpřímeném stoji u zdravých jedinců, a to i za podmínek, kdy nepůsobí žádné destabilizační síly. Tyto titubace jsou způsobeny stálým vyvažováním zaujaté polohy, dýchacími pohyby a srdečními údery. Hranici mezi fyziologickými a patologickými posturálními výchylkami je možné kvantifikovat a objektivizovat právě pomocí posturografického vyšetření (Geurts et al., 2005; Srivastava et al., 2009).

Symetrie zatížení dolních končetin

Zatížení dolních končetin hemiparetiků při klidovém stoji je asymetrické s převahou na zdravé dolní končetině. Jednu z prvních studií, která se zabývala komplexním posturálním nastavením, publikovala Sackley (1991). Hodnotila jedince po první cévní mozkové příhodě, kteří byli schopni samostatně stát po dobu minimálně 30 sekund. Zjistila, že postupným tréninkem na posturografické plošině dochází k většímu zatížení paretické dolní končetiny, a tím k symetričtějšímu rozložení váhy při stoji.

Podobným výzkumem se stejnými kritérii se zabývali Laufer et al. (2003) a De Haart et al. (2004). Během jejich hodnocení došlo kromě symetričtějšího zatížení paretické dolní končetiny také k omezení posturálních výchylek a zlepšení stability v latero-laterálním a antero-posteriorním směru. Lepší zatížení paretické dolní končetiny bylo výraznější u pacientů s poruchou čítí a klonem dolní končetiny. U těchto pacientů byla původně větší zátěž v oblasti přední a laterální části nohy. Toto zlepšení přispělo k větší nezávislosti jedinců při každodenních aktivitách, stoji a chůzi.

Podle Barclay-Goddard et al. (2005) má na rozložení tělesné hmotnosti vliv zraková kontrola. Výsledky jejich čtyřtýdenní studie přinesly zlepšení posturální stability, a to nejen bezprostředně po ukončení studie, ale i o tři měsíce později. Trénink rovnováhy na silové plošině s kontrolou zraku vede ke značnému zlepšení aktivit každodenního života, o čem také svědčí lepší výsledky Barthelova indexu, který prováděli. Barclay-Goddard et al. dospěli k závěru, že zpětná zraková vazba zlepšuje symetrii stoje, ale nemá žádný vliv na spontánní posturální výchylky.

2.3.4 Senzorická složka posturální stability

Posturální stabilita závisí na vzájemné integraci aferentních informací z propioceptivního, zrakového a vestibulárního systému (Redfern et al., 2001). Jednotlivé senzorické složky se na posturální stabilitě za různých podmínek podílejí odlišně. Jestliže stojí zdravý jedinec na pevné podložce, propioceptivní aferentace představuje zhruba 70 % požadovaných informací pro posturální kontrolu, zatímco vestibulární aferentace 20 % a vizuální aferentace pouze 10 %. Naopak v případě labilní podložky převažují informace z vestibulárního a zrakového systému (De Oliveira et al., 2008). Spolupráce všech tří senzorických systémů je komplexní děj. Jestliže dojde k vyřazení nebo omezení jednoho ze systémů, musí CNS tuto ztrátu do jisté míry kompenzovat (Redfern et al., 2001).

Právě u pacientů po CMP je propioceptivní schopnost narušena. Propriocepce má při posturální kontrole svůj nezastupitelný význam. Simoneau et al. (1995) uvádí, že při poškození somatosenzorických informací vzroste posturální nestabilita o 66 %, zatímco poškození zraku zhoršuje stabilitu o 41 % a neadekvátní informace z vestibula pouze o 4 %. Tito pacienti se proto musí v situacích senzorického konfliktu spoléhat na jiný specifický systém (zrakový nebo vestibulární). Často u nich dochází k závislosti na zrakové kontrole, která se postupem času stává kompenzační odpovědí na nedostatečný propioceptivní vstup. Spoléhaní se pouze na jeden systém však může vést k nepřiměřené adaptaci a k narušení rovnováhy (Nelson, 2007). Kromě toho snížená senzorická integrace s důrazem na vizuální vstup může poskytovat nesprávné informace (De Oliveira et al., 2008).

V rámci nácviku posturální stability se zdá být spornou otázkou vizuální kontrola během balanční terapie. Bonnan et al. (2004b) uvádí, že balanční terapie hemiparetiků po cévní mozkové příhodě je efektivnější s vyřazením zrakové kontroly. Naopak podle Geurts et al. (2005) vede vizuální kontrola k symetričtějšímu zatížení dolních končetin a ke zlepšení posturální stability při vstávání. U těchto pacientů došlo zároveň ke zlepšení svalové síly dolních končetin a kvality hlubokého čítí.

Vizuální zpětná vazba se zdá být cenným doplněním konvenční terapie pro některé aspekty zlepšení pohybu a rovnováhy. Její unikátní klinická prospěšnost spočívá v tom, že může poukázat na možnost kontroly pohybu nad aspekty jeho fungování, které se jinak nemohou dostat do podvědomí pacienta (Nelson, 2007). U některých

pacientů po CMP může rovnováha stoje vykazovat značné individuální rozdíly v závislosti na počátečním senzomotorickém a kognitivním deficitu. U většiny hemiparetiků však po terapii pomocí tenzometrické plošiny dochází ke zlepšení rovnováhy ve frontální i sagitální rovině, a stejně tak ke kompenzaci na vnitřní a vnější podněty, které posturální stabilitu narušují (Geurts et al., 2005).

2.4 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (SEMG, surface electromyography) je elektrofyziologická metoda, která dokáže posoudit aktivaci kosterních svalů a její řízení nervovým systémem. Principem metody je snímání elektrických projevů svalové tkáně pomocí elektrod přilepených na kůži. Povrchové elektrody snímají sumu potenciálů svalových vláken, která jsou uložena pod elektrodami. Tím přinášejí globální informaci o aktivitě celého svalu, případně o jeho podstatné části (Valouchová & Zedka, 2009). Hodnotu jednotlivých parametrů elektromyografického signálu ovlivňují nejen fyziologické faktory, ale i faktory metodického postupu detekce a zpracování signálu (elektrodová konfigurace). Elektrody jsou obvykle lokalizovány ve střední délce svalu přes největší svalové břicho s detekčním povrchem orientovaným kolmo na průběh svalových vláken (De Luca, 1997).

Matematickým zpracováním naměřených dat pomocí zavedených metod je možné získat kvantitativní parametry EMG signálu a ty lze dále porovnávat (Valouchová & Zedka, 2009). Nejběžnějším typem zpracování diferenciálně zesíleného elektromyografického signálu je frekvenční filtrace a rektifikace. Frekvenční filtrace slouží zejména k odstranění případných artefaktů signálu. Rektifikace vede k úpravě elektromyografického signálu, který osciluje nad a pod bazální linií, kdy dojde k jeho převedení do absolutních hodnot. Elektromyografický signál je však dále kvantifikován (De Luca, 1997).

Výhodou SEMG je neinvazivnost a poměrně jednoduchý postup provedení detekce. Naopak k nevýhodám patří ovlivnění velikosti elektromyografického signálu při nerespektování technických požadavků v oblasti detekce a zpracování signálu, možnost snímání pouze povrchových svalů a určitá omezení při měření dynamických aktivit (Rodová et al., 2001).

2.4.1 Povrchová elektromyografie v rehabilitaci

Klinicky se SEMG využívá jako pomocná diagnostická metoda u pacientů s neuromuskulární poruchou. Zabývá se vyšetřením funkce svalů během selektovaného i komplexního pohybu (Pullman et al., 2000). V rámci rehabilitace je prospěšná z hlediska biomechanického rozboru motoriky a využívá se jako ukazatel svalové koordinace, síly vyvinuté svalovým stahem a míry svalové únavy (Valouchová & Zedka, 2009).

Ukazatel svalové koordinace

Při vyšetření svalové koordinace se hodnotí procentuální zastoupení aktivace svalů. Je možné zjistit, jakou měrou se sval aktivuje v různých situacích a pozicích. Dále lze hodnotit stranovou symetrii a časový sled (tzv. timing) aktivace jednotlivých svalů. V neposlední řadě lze určit princip zpětnovazebního motorického učení (tzv. biofeedback), který využívá nastavení amplitudy požadované aktivace nebo relaxace svalu (Valouchová & Zedka, 2009).

Ukazatel svalové síly

Díky SEMG je možné s jistou mírou přesnosti stanovit sílu vyvinutou kontrakcí daného svalu. Použití SEMG ke stanovení svalové síly vyplývá z pozorování, že amplituda EMG je úměrná síle, kterou daný sval vykoná. Tento vztah však není jednoduchý, protože stále neexistuje jediná metoda, kterou by bylo možné aplikovat na všechny druhy svalové kontrakce u všech svalů (Valouchová & Zedka, 2009; Pullman et al., 2000).

Ukazatel míry svalové únavy

Únava svalu se objevuje během déletrvající nebo opakované kontrakci, pokud svalová tkáň není schopna vlivem ischemie nebo lokálního vyčerpání některého z metabolických substrátů (kreatinfosfát, adenzintrifosfát) metabolicky zásobit kontraktální elementy (Rodová et al., 2001). Únava se mechanicky projeví poklesem síly při zachované aktivaci svalu. Snižuje se síla záškubu a délka kontrakce motorických jednotek. Motorické jednotky mají tendenci k synchronní aktivitě, což je patrné na větším kolísání amplitudy signálu (Kolářová, 2010). Pro únavu svalu je typickým znakem spektrální změna elektromyografického signálu (Rodová et al., 2001).

3 CÍLE A HYPOTÉZY

Cíl

Cílem diplomové práce bylo objektivizovat vliv kinesio tapu ramenního pletence hemiparetických pacientů na jejich posturální chování prostřednictvím posturografických testů, elektromyografického snímání aktivity vybraných svalů v oblasti ramenního pletence a klinického vyšetření.

Otázky a hypotézy

Vzhledem ke stanovenému cíli jsme formulovali následující vědecké otázky a hypotézy:

Vědecká otázka 1

Jak se změní rozložení tělesné hmotnosti během bipedního stoje u pacientů po cévní mozkové příhodě po aplikaci kinesio tapu na ramenní pletenec?

H₀₁: Není statisticky významný rozdíl v procentuálním zatížení paretické dolní končetiny při bipedním stoji v závislosti na aplikaci kinesio tapu.

Vědecká otázka 2

Jak se změní charakter automatických posturálních reakcí u pacientů po cévní mozkové příhodě po aplikaci kinesio tapu na ramenní pletenec během translace podložky?

Vědecká otázka byla řešena ve dvou hypotézách (**H₀₂**, **H₀₃**), kdy jsme hodnotili parametry posturografického testu Motor Control (MCT) – Weight Symmetry a Latency.

H₀₂: Není statisticky významný rozdíl v distribuci zátěže paretické dolní končetiny při bipedním stoji pro všech šest měřených situací během testu MCT v závislosti na aplikaci kinesio tapu.

H₀₃: Není statisticky významný rozdíl v latenci posturálních reakcí paretické dolní končetiny v závislosti na aplikaci kinesio tapu pro všech šest měřených situací během MCT.

Vědecká otázka 3

Jak se změní aktivita svalů paretického ramenního pletence u pacientů po cévní mozkové příhodě během MCT po aplikaci kinesio tapu na ramenní pletenec?

H₀₄: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě při translaci plošiny dozadu po aplikaci kinesio tapu během jednotlivých měření bez ohledu na intenzitu a pořadí testované translace plošiny.

H₀₅: Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě při translaci plošiny dopředu po aplikaci kinesio tapu během jednotlivých měření bez ohledu na intenzitu a pořadí testované translace plošiny.

Vědecká otázka 4

Jak se změní svalová aktivita paretického ramenního pletence u pacientů po cévní mozkové příhodě během různé intenzity translace plošiny MCT po aplikaci kinesio tapu na ramenní pletenec?

H₀₆: Není statisticky významný rozdíl v aktivitě svalů ramenního pletence během translace malé intenzity po aplikaci kinesio tapu.

H₀₇: Není statisticky významný rozdíl v aktivitě svalů ramenního pletence během translace střední intenzity po aplikaci kinesio tapu.

H₀₈: Není statisticky významný rozdíl v aktivitě svalů ramenního pletence během translace velké intenzity po aplikaci kinesio tapu.

Vědecká otázka 5

Jak se změní svalová aktivita mezi paretickým a zdravým ramenním pletencem během MCT v závislosti na aplikaci kinesio tapu?

H₀9: Není statisticky významný rozdíl mezi paretickým a zdravým ramenním pletencem během translace dozadu v závislosti na aplikaci kinesio tapu.

H₀10: Není statisticky významný rozdíl mezi paretickým a zdravým ramenním pletencem během translace dopředu v závislosti na aplikaci kinesio tapu.

Vědecká otázka 6

Jak se promítne v rámci kineziologického vyšetření aplikace kinesio tapu?

H₀11: Není statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu paretického ramenního pletence v závislosti na aplikaci kinesio tapu.

H₀12: Není statisticky významný rozdíl ve spasticitě m. biceps brachii paretické horní končetiny v závislosti na aplikaci kinesio tapu.

4 METODA VÝZKUMU

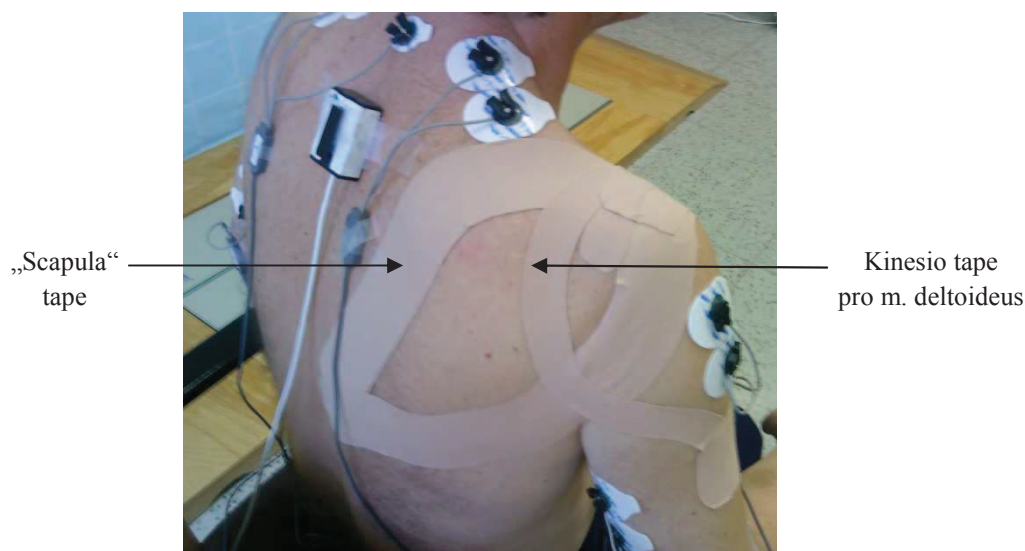
4.1 Metodika měření

Studie se zabývala vlivem kinesio tapingu ramenního pletence hemiparetiků na posturální chování. Měření u každého jedince probíhalo vždy třikrát, a to bez kinesio tapu, bezprostředně po jeho aplikaci a s odstupem tří dnů po zatapování. Probandům byly fyzioterapeutem certifikovaným v aplikaci kinesio tapu zatapovány následující svaly: m. pectoralis major, m. deltoideus, m. biceps brachii a tzv. tape „Scapula“ pro horní a dolní fixátory lopatky - mm. rhomboidei, dolní a střední vlákna m. trapezius, m. supraspinatus, m. serratus anterior a m. latissimus dorsi (viz obr. 6a; 6b).

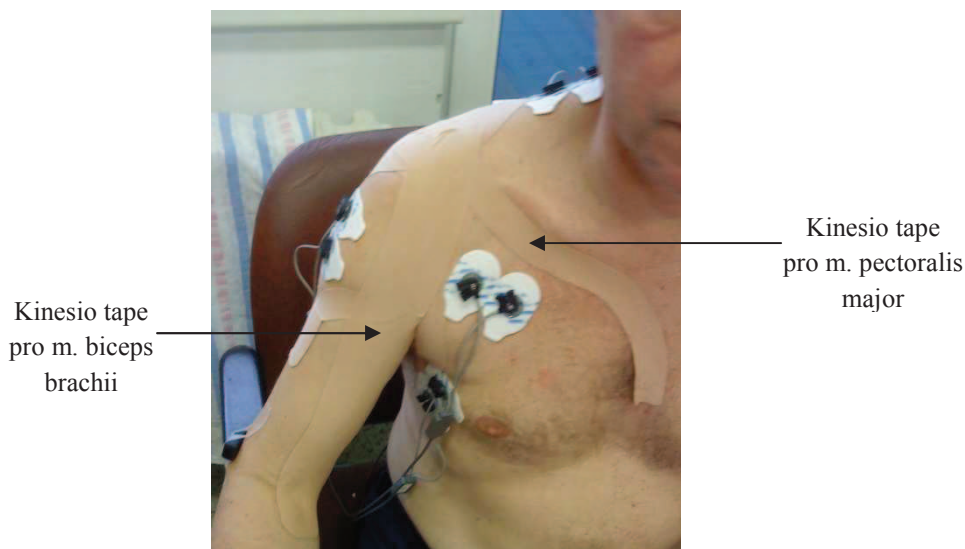
Všichni probandi podepsali informovaný souhlas, ve kterém byli seznámeni s průběhem a účelem měření (viz Příloha 1, str. 120). Všem účastníkům studie byla odebrána anamnéza, jejímž cílem bylo získat informace o neurologickém, ortopedickém a traumatologickém stavu, na jehož základě jsme eventuálně mohli vyloučit jedince, kteří by vstupním kritériím nevyhovovali.

Měření probíhalo v Kineziologické laboratoři Rehabilitačního oddělení Fakultní nemocnice Olomouc. Průběh studie byl schválen Etickou komisí Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci.

Obr. 6a. Zatapované svaly – m. deltoideus, „Scapula“ tape (2011)



Obr. 6b. Zatepované svaly – m. biceps brachii, m. pectoralis major (2011)



4.1.1 Obecná charakteristika testovaného souboru

V rámci studie byla měřena skupina 9 probandů, hemiparetických pacientů po první cévní mozkové příhodě v průměrném věku $56,8 \pm 7,14$ let, průměrné výšky $178,4 \pm 6,64$ cm a váhy $85,3 \pm 11,84$ kg (viz Příloha 2, str. 121). Jednalo se o jedince mužského pohlaví. V rámci stranového postižení jsme vycházeli z postižení dominantní horní končetiny, šlo tedy jak o probandy s levostrannou (4 probandi), tak i pravostrannou (5 probandů) hemiparézou. Aktivní i pasivní rozsahy pohybů ramenního pletence hemiparetické horní končetiny byly u všech jedinců omezeny. Stejně tak byla u všech měřených přítomna spasticita m. biceps brachii. Hlavním kritériem výběru probandů byla schopnost samostatného stoje po dobu minimálně 60 sekund bez kompenzačních pomůcek. Dalšími vylučovacími kritérii pro zařazení do studie byly: přítomnost neglekt syndromu, subluxace, dřívější úraz či operace ramenního kloubu, psychické poruchy, popřípadě další neurologická a traumatologická postižení.

4.1.1.1 Bližší charakteristika experimentální skupiny

Všichni probandi experimentální skupiny byli vigilní, orientovaní v čase i prostoru. Tři z nich však měli zpomalené psychomotorické tempo a jeden z probandů trpěl dysartrií. Tento poněkud depresivní pacient devítičlenné experimentální skupiny odmítl po druhém měření dále spolupracovat. S ostatními byla možnost komunikace

a spolupráce dobrá. Všech devět probandů prodělalo ischemickou CMP v povodí a. cerebri media. Pacienti se účastnili měření průměrně $33,89 \pm 26,95$ dnů od vzniku iktu (viz Příloha 2, str. 121). U pěti probandů byla přítomna arteriální hypertenze a u jednoho obezita.

4.2 Klinické vyšetření a kineziologický rozbor

Před prvním měřením byl proveden kineziologický rozbor (viz Příloha 3, str. 122). Nejprve jsme vyšetřili trofiku, kvalitu cití a reflexů, přítomnost pyramidových jevů a mozečkových příznaků. Poté jsme pokračovali vyšetřením funkční hybnosti, rozsahu pasivního i aktivního pohybu pomocí goniometru, svalového tonu, stupně spasticity m. biceps brachii podle modifikované Ashworthovy škály a joint play ramenních pletenců. Dále jsme testovali stabilitu sedu a stoje pro celkové zhodnocení posturálního chování. Na závěr jsme se zabývali vyšetřením jemné motoriky, kdy jsme testovali typy úchopů (špetka, válec, kontakt prvního prstu s druhým, třetím, čtvrtým a pátým prstem). Některá z měření byla zaznamenávána videem nebo fotograficky. Pro kontrolu jsme kineziologický rozbor provedli ještě jednou, a to po třetím, závěrečném měření. Výsledky klinických testování jsou uvedeny v Příloze 4 (str. 126).

4.3 Přístrojové měření

4.3.1 Příprava a průběh měření

Prostředí místnosti bylo klidné s minimalizací rušivých vjemů a se stálou teplotou. Všichni ze zúčastněných podstoupili vlastní měření přístrojovými objektivizačními metodami pomocí dynamické počítačové posturografie a povrchové elektromyografie. Přístrojová měření byla prováděna celkem třikrát a měla pokaždé stejný průběh. První dvě měření proběhla vždy v jeden den. Poprvé jsme měřili aktivitu svalů bez aplikace kinesio tapu. Druhé měření následovalo bezprostředně po nalepení pásky. Poslední, třetí měření, jsme provedli po 3 dnech od aplikace tapu.

1. Posturografické vyšetření

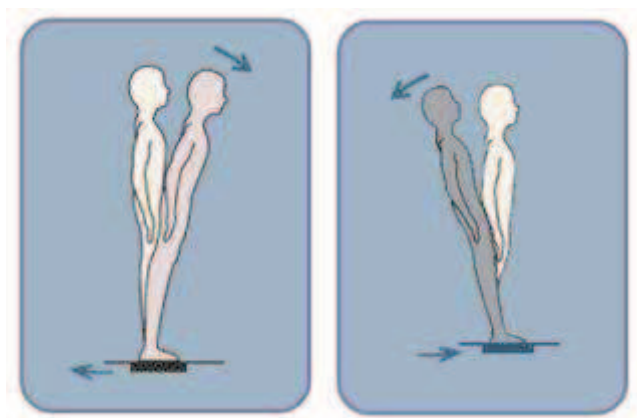
Posturografická analýza probíhala na tenzometrické plošině v kabině posturografu firmy Neurocom®, modul Smart EquiTest System. Postavení dolních končetin jsme nastavili dle doporučených standardů firmy Neurocom®, kdy nastavenou velikost

opěrné báze určuje výška probanda. Testovaný subjekt byl vždy jistěn v bezpečnostní vestě, aby v případě nevolnosti nebo nestability nedošlo k jeho pádu. Poté jsme pokračovali s vlastním posturografickým vyšetřením, při kterém jsme využili Motor Control Test (MCT) se současným synchronním snímáním EMG signálu. Probandi stáli během měření klidně s horními končetinami volně podél těla.

Kvůli normalizaci amplitudy elektromyografického signálu předcházelo vlastnímu posturografickému vyšetření nejprve měření klidové svalové aktivity při klidném bipedním stoji. Klidová aktivita svalů byla snímána po dobu dvaceti sekund.

MCT byl využit k posouzení efektivity posturálních reakcí během translace plošiny v závislosti na směru (S_T) a rychlosti (V_T) translace. U probandů byly hodnoceny oba směry translace plošiny – dozadu (backward) a dopředu (forward), při všech rychlostech – malá (small), střední (medium) a velká (large). Translace plošiny směrem dozadu vede k aktivnímu protipohybu směrem dopředu a naopak (viz obr. 7). Velikost translace je závislá na tělesné výšce probanda.

Obr. 7. Protipohyb při translaci dozadu a dopředu (upraveno dle <http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx>, cit. 27. 4. 2011)



Z výsledných parametrů jsme hodnotili Weight Symmetry (WS) a Latency paretické dolní končetiny (PDK) mezi jednotlivými měřeními. Parametr WS hodnotí průměrné rozložení tělesné hmotnosti v průběhu translací. Jeho hodnota je vždy průměrem pro tři dílčí měření v závislosti na směru translace. Jestliže jsou obě dolní končetiny zatěžovány stejně, výsledná hodnota se rovná 100. Parametr Latency slouží k hodnocení efektivity reakce na zevní podnět. Je vyjádřen jako čas v milisekundách

mezi začátkem pohybu plošiny a reakcí probanda. Čím vyšší jsou jeho výsledné hodnoty, tím nižší je efektivita reakce testovaného.

Druhým posturografickým testem, který byl využit, byl Weight Bearing Squat (WBS). Tento test hodnotí symetrii rozložení tělesné hmotnosti v průběhu volního snižování těžiště těla. V rámci diplomové práce jsme hodnotili pouze první situaci – vzpřímený bipední stoj. Výsledné hodnoty testovaného parametru znázorňují procentuální zatížení paretické a zdravé dolní končetiny vzhledem k tělesné hmotnosti probanda.

2. Elektromyografické vyšetření

Pomocí šestnácti - kanálového povrchového elektromyografického přístroje MyoResearch XP Master Edition verze 1.07.09. firmy Noraxon USA Inc. s počítačovým softwarem MyoVideo jsme hodnotili níže uvedené svaly (viz Příloha 5, str. 127):

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 m. pectoralis major sin
8. kanál m. pectoralis major dx
9. kanál m. serratus anterior sin
10. kanál m. serratus anterior dx

Kůže v oblasti vyšetřovaného svalu byla očištěna abrazivní pastou, omyta mokrým a poté vysušena suchým ručníkem. Následně jsme na každý sval umístili dvě snímající elektrody vzdálené od sebe 1 cm. Elektrody byly umístěny ve střední linii měřených svalů s detekčním povrchem orientovaným kolmo na průběh svalových vláken. Jejich diferenciální zesilovače byly fixovány na kůži lepicí páskou. Zemnicí elektroda byla umístěna na processus spinosus obratle C7. Při všech testovaných situacích byl současně pořízen videozáznam.

4.3.2 Hodnocení měření

1. Posturografické vyšetření

Z výsledných hodnot posturografického vyšetření Motor Control Test jsme hodnotili průměrnou asymetrii zátěže paretické dolní končetiny během translace dozadu a dopředu v průběhu jednotlivých měření. Asymetrická zátěž paretické dolní končetiny byla vyjádřena procentuálně vzhledem ke zdravé dolní končetině. V rámci symetrického zatížení představuje každá z dolních končetin 50 % z celkové zátěže. Parametr Weight Symmetry jsme porovnávali při podtrzích dozadu mezi 1. a 2. měřením, 1. a 3. měřením a 2. a 3. měřením. Stejně tak tomu bylo při translaci dopředu.

Ze získaných číselných hodnot parametru Latency MCT jsme opět pracovali s reakčním časem paretické dolní končetiny. I v tomto případě jsme porovnávali rozdíly efektivity reakce na zevní podnět mezi 1. a 2. měřením, 1. a 3. měřením a 2. a 3. měřením při translaci plošiny dozadu a dopředu.

V případě druhého posturografického vyšetření Weight Bearing Squat jsme pracovali s výslednými hodnotami procentuálního zatížení paretické dolní končetiny při bipedním stoju. Tyto číselné hodnoty jsme porovnávali mezi 1. a 2. měřením, 1. a 3. měřením a 2. a 3. měřením při translacích plošiny v obou směrech.

2. Elektromyografické vyšetření

Snímané signály byly zaznamenány, zpracovány a vyhodnoceny programovým systémem MyoResearch XP Master Edition 1.07.09. U surového elektromyografického záznamu jsme nejprve provedli rektifikaci, dále vyhlazení pomocí parametru Root Mean Square (RMS) o hodnotě 25 milisekund a elektrokardiografickou redukci EMG záznamu. Nejprve byly zpracovány hodnoty klidového EMG záznamu všech testovaných svalů aplikací "Average Activation", pomocí které jsme určili velikost průměrné klidové aktivity. Z té se dále vypočítala směrodatná odchylka (SMODCH). Z těchto parametrů byla vypočítána aktivační hodnota (AH) podle vzorce: $AH = MEAN + 2 \times SMODCH$, která u každého svalu sloužila k normalizaci svalové aktivity během reakce na posun plošiny.

Pomocí povrchové elektromyografie byla měřena aktivita výše uvedených svalů při posturografickém vyšetření MCT. Z výsledných hodnot byl hodnocen vždy druhý a třetí pokus z každého podtrhu plošiny, a to v obou směrech při všech třech testovaných rychlostech. EMG signál byl hodnocen z 500 milisekundového úseku bezprostřední reaktivity svalů na translaci plošiny. Tento úsek byl počítačově analyzován pomocí aplikace "Average Activation" a číselné hodnoty byly dále zpracovány v programu Microsoft Office Excel. Průměrná hodnota svalové aktivity za daný sledovaný úsek byla vydělena aktivační hodnotou. Takto upravená data byla statisticky zpracována.

4.4 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat jsme použili software STATISTICA CZ, verze 9.0. Ze získaných dat byly následně vypočítány základní statistické veličiny jako průměr, směrodatná odchylka a 95 % rozpětí.

Pro testování hypotéz $H_{01} - H_{03}$ a H_{011} jsme použili Studentův párový dvouvýběrový t test.

Pro testování hypotéz $H_{04} - H_{010}$ a H_{012} jsme použili ANOVA při opakovaných měřeních (Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti) a pro porovnání dvojic Wilcoxonův párový test neparametrické statistiky. Statistická významnost byla určena na 5 % hladině ($p < 0,05$).

5 VÝSLEDKY

5.1 Výsledky k vědecké otázce 1

Vědecká otázka 1 zněla: „*Jak se změní rozložení tělesné hmotnosti během bipedního stoje u pacientů po cévní mozkové příhodě po aplikaci kinesio tapu na ramenní pletenec?*“

Vědecká otázka byla řešena v jedné hypotéze (H_01), kdy jsme hodnotili rozdíly procentuálního zatížení paretické dolní končetiny během bipedního stoje v závislosti na aplikaci kineso tapu.

Vyjádření k hypotéze na základě statistického testování:

Hypotézu H_01 , která zní: „*Není statisticky významný rozdíl v procentuálním zatížení paretické dolní končetiny při bipedním stoji v závislosti na aplikaci kinesio tapu*“ zamítáme pro následující tvrzení:

- Procentuální zatížení paretické dolní končetiny při bipedním stoji bez kinesio tapu a po jeho třídní aplikaci se statisticky významně snížilo ($p = 0,0000$).

Pro ostatní porovnávání testovaných situací není možné hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H_01** vědecké otázky 1 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 1) a v tabulce popisné statistiky (Tabulka 2).

Tabulka 1. Základní statistické veličiny procentuálního zatížení paretické dolní končetiny při bipedním stoji podle Studentova párového dvouvýběrového t testu

Weight Bearing Squat		
zkratka testu a číslo měření	t	p
WBS 1 x WBS 2	1,2123	0,2600
WBS 1 x WBS 3	1,4994	0,0000
WBS 2 x WBS 3	0,1944	0,8507

Legenda k tabulce 1: WBS – Weight Bearing Squat, 1 – první měření, 2 – druhé měření, 3 – třetí měření, t - hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 2. Popisná statistika procentuálního zatížení paretické dolní končetiny při bipedním stoji

Weight Bearing Squat			
	N	průměr %	smodch
1. měření	9	8,333	4,899
2. měření	9	6,889	4,372
3. měření	8	6,444	4,447

Legenda k tabulce 2: N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

5.2 Výsledky k vědecké otázce 2

Vědecká otázka 2 zněla: „*Jak se změní charakter automatických posturálních reakcí u pacientů po cévní mozkové příhodě po aplikaci kinesio tapu na ramenní pletenec během translace podložky?*“

Vědecká otázka byla řešena ve dvou hypotézách (**H₀₂**, **H₀₃**), kdy jsme hodnotili parametry posturografického Motor Control Test – Weight Symmetry a Latency.

Vyjádření k hypotézám na základě statistického testování:

Hypotézu **H₀₂**, která zní: „*Není statisticky významný rozdíl v distribuci zátěže paretické dolní končetiny při bipedním stoji pro všech šest měřených situací během testu MCT v závislosti na aplikaci kinesio tapu*“ zamítáme pro následující tvrzení:

- Distribuce zátěže paretické dolní končetiny při translaci plošiny dozadu mezi bezprostřední aplikaci kinesio tapu a po třech dnech od aplikace je statisticky významná ($p = 0,0096$).
- Distribuce zátěže paretické dolní končetiny při translaci plošiny dopředu mezi bezprostřední aplikaci kinesio tapu a po třech dnech od aplikace je statisticky významná ($p = 0,0082$). Dále hypotézu zamítáme pro situaci mezi měřeními bez kinesio tapu a po třídní aplikaci při translaci dopředu ($p = 0,0151$).

Pro ostatní porovnávání testovaných situací nelze hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H₀₂** vědecké otázky 2 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 3) a v tabulce popisné statistiky (Tabulka 4).

Tabulka 3. Základní statistické veličiny pro distribuci zátěže paretické dolní končetiny při bipedním stoji podle Studentova párového dvouvýběrového t testu

Weight Symmetry – Motor Control Test					
S _T a číslo měření	t	p	S _T a číslo měření	t	p
B 1 x B 2	1,3748	0,1809	F 1 x F 2	0,2529	0,8023
B 1 x B 3	3,0123	0,0057	F 1 x F 3	2,6008	0,0151
B 2 x B 3	2,7966	0,0096	F 2 x F 3	2,8625	0,0082

Legenda k tabulce 3: S_T – směr translace, B – backward (dozadu), F – forward (dopředu), 1 – první měření, 2 – druhé měření, 3 – třetí měření, t - hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro p<0,05).

Tabulka 4. Popisná statistika pro distribuci zátěže paretické dolní končetiny při bipedním stoji

Weight Symmetry - Motor Control Test												
Translace		N	průměr	smodch		N	průměr	smodch		N	průměr	smodch
dozadu (backward)	1. měření	27	50,648	7,419	2. měření	27	49,089	6,565	3. měření	21	49,524	7,439
dopředu (forward)		27	50,981	8,598		27	50,685	8,251		21	51,881	9,048

Legenda k tabulce 4: N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

Hypotézu **H₀₃**, která zní: „Není statisticky významný rozdíl v latenci posturálních reakcí paretické dolní končetiny v závislosti na aplikaci kinesio tapu pro všech šest měřených situací během MCT“ zamítáme pro následující tvrzení:

- Latence posturálních reakcí paretické dolní končetiny při translaci plošiny dozadu mezi měřeními bez zatepovaného ramenního pletence a po třech dnech od aplikace kinesio tapu je statisticky významná (p = 0,0476).

Pro ostatní porovnávání testovaných situací nelze hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H₀₃** vědecké otázky 2 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 5) a v tabulce popisné statistiky (Tabulka 6).

Tabulka 5. Základní statistické veličiny pro latenci posturálních reakcí paretické dolní končetiny při bipedním stoji podle Studentova párového dvouvýběrového t testu

Latency – Motor Control Test					
S _T a číslo měření	t	p	S _T a číslo měření	t	p
B 1 x B 2	0,8037	0,4288	F 1 x F 2	0,5504	0,5868
B 1 x B 3	2,0805	0,0475	F 1 x F 3	0,9890	0,3318
B 2 x B 3	1,6155	0,1183	F 2 x F 3	0,6164	0,5430

Legenda k tabulce 5: S_T – směr translace, B – backward (dozadu), F – forward (dopředu), 1 – první měření, 2 – druhé měření, 3 – třetí měření, t - hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro p<0,05).

Tabulka 6. Popisná statistika latence posturálních reakcí paretické dolní končetiny při bipedním stoji

Latency - Motor Control Test												
Translace		N	průměr	smodch		N	průměr	smodch		N	průměr	smodch
dozadu (backward)	1. měření	27	127,778	56,113	2. měření	27	118,889	65,359	3. měření	21	131,905	56,091
dopředu (forward)	1. měření	27	120,741	62,507	2. měření	27	114,074	63,927	3. měření	21	134,762	49,155

Legenda k tabulce 6: N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

5.3 Výsledky k vědecké otázce 3

Vědecká otázka 3 zněla: „*Jak se změní aktivita svalů paretického ramenního pletence u pacientů po cévní mozkové příhodě během MCT po aplikaci kinesio tapu na ramenní pletenec?*“

Vědecká otázka byla řešena ve dvou hypotézách (**H₀₄**, **H₀₅**), kdy jsme hodnotili rozdíly svalové aktivity u vybraných svalů – m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps

brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior při translacích plošiny dozadu a dopředu.

Vyjádření k hypotézám na základě statistického testování:

Hypotézu **H₀₄**, která zní: „*Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě při translaci plošiny dozadu po aplikaci kinesio tapu během jednotlivých měření bez ohledu na intenzitu a pořadí testované translace plošiny*“ zamítáme pro následující svaly a měření:

- *M. trapezius* pro vztah při porovnání svalové aktivity po bezprostřední aplikaci kinesio tapu a svalové aktivity s odstupem tří dnů od aplikace (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0004$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila.
- *M. deltoideus* pro vztah při porovnání svalové aktivity po bezprostřední aplikaci kinesio tapu a svalové aktivity s odstupem tří dnů od aplikace (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0000$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila. Zároveň hypotézu zamítáme pro vztah mezi svalovou aktivitou bez kinesio tapu a svalovou aktivitou po třídní pauze od jeho aplikace (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0000$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila.
- *M. triceps brachii* pro vztah při porovnání svalové aktivity bez kinesio tapu a po jeho bezprostřední aplikaci (1. a 2. měření), kdy $p = 0,0451$. Aktivita svalu se při 2. měření signifikantně snížila. Dále pro situaci mezi netapovaným svalem a po uplynutí tří dnů od jeho zatapování (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0489$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně snížila. Dále hypotézu zamítáme pro změnu svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po uplynutí tří dnů od aplikace (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0006$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila.
- *M. pectoralis major* pro vztah při porovnání svalové aktivity bez aplikace a po třídní pauze od aplikace kinesio tapu (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0038$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila. Hypotézu také zamítáme vzhledem ke vztahu mezi svalovou aktivitou po bezprostřední aplikaci kinesio tapu a svalovou aktivitou tři dny od aplikace (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0017$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila.

Pro *m. serratus anterior* není možné hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H₀₄** vědecké otázky 3 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 7) a v tabulce popisné statistiky (Tabulka 8).

Tabulka 7. Základní statistické veličiny svalové aktivity při translaci dozadu MCT bez ohledu na jejich intenzitu podle Wilcoxonova párového testu

Název svalu a číslo měření	S _T	Z	p
Tra 1 x Tra 2	dozadu (backward)	0,5295	0,5964
Tra 1 x Tra 3		1,7193	0,0856
Tra 2 x Tra 3		3,5323	0,0004
Del 1 x Del 2		1,2528	0,2103
Del 1 x Del 3		4,0950	0,0000
Del 2 x Del 3		5,3078	0,0000
Tri 1 x Tri 2		2,0035	0,0451
Tri 1 x Tri 3		1,9693	0,0489
Tri 2 x Tri 3		3,4448	0,0006
Pec 1 x Pec 2		0,5381	0,5905
Pec 1 x Pec 3		2,8946	0,0038
Pec 2 x Pec 3		3,1322	0,0017
Serr 1 x Serr 2		0,6501	0,5156
Serr 1 x Serr 3		0,3814	0,7029
Serr 2 x Serr 3		0,7690	0,4419

Legenda k tabulce 7: Tra – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tri – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Serr – m. serratus anterior, 1 – první měření, 2 – druhé měření, 3 – třetí měření, S_T – směr translace, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro p<0,05).

Tabulka 8. Popisná statistika pro translaci dozadu MCT bez ohledu na intenzitu translace během jednotlivých měření

Translace dozadu (backward)												
sval		N	průměr	smodch		N	průměr	smodch		N	průměr	smodch
Tra PS	1. měření	54	0,866	0,657	2. měření	54	0,707	0,163	3. měření	42	0,839	0,173
Del PS		54	0,803	0,371		54	0,703	0,136		42	1,029	0,471
Tri PS		54	1,137	0,857		54	0,709	0,420		42	1,049	0,856
Pec PS		54	0,554	0,221		54	0,585	0,206		42	0,644	0,213
Serr PS		54	0,738	0,326		54	0,712	0,373		42	0,717	0,236

Legenda k tabulce 8: Tra PS – m. trapezius paretické strany, Del PS – m. deltoideus paretické strany, Tri PS – m. triceps brachii paretické strany, Pec PS – m. pectoralis major paretické strany, Serr PS – m. serratus anterior paretické strany, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

Hypotézu **H₀₅**, která zní: „Není statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě při translaci plošiny dopředu po aplikaci kinesio tapu během jednotlivých měření bez ohledu na intenzitu a pořadí testované translace plošiny“ zamítáme pro následující svaly a měření:

- *M. trapezius* pro vztah při porovnání svalové aktivity bez aplikace a po třídní pauze od aplikace kinesio tapu (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0054$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně snížila. Hypotézu také významně zamítáme vzhledem ke vztahu mezi svalovou aktivitou po bezprostřední aplikaci kinesio tapu a svalovou aktivitou tři dny po aplikaci (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0019$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila.
- *M. deltoideus* pro vztah při porovnání svalové aktivity bez kinesio tapu a po jeho bezprostřední aplikaci (1. a 2. měření), kdy $p = 0,0400$. Aktivita svalu se při 2. měření signifikantně snížila. Dále pro situaci mezi netapovaným svalem a po uplynutí tří dnů od jeho zatepování (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0000$. Významně hypotézu zamítáme pro změnu svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po uplynutí tří dnů od aplikace (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0000$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila.
- *M. triceps brachii* pro vztah při porovnání změny svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po třech dnech od zatepování svaly (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0009$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila.

- *M. pectoralis major* pro změnu svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po uplynutí tří dnů od aplikace (2. a 3. měření) kdy $p = 0,0068$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila. Hypotézu významně zamítáme také pro vztah mezi aktivitou svalu bez aplikace a po třídní pauze od aplikace kinesio tapu (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0003$. Aktivita svalu se při 3. měření signifikantně zvýšila.

Pro *m. serratus anterior* není možné hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H₀₅** vědecké otázky 3 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 9) a v tabulce popisné statistiky (Tabulka 10).

Tabulka 9. Základní statistické veličiny svalové aktivity při translaci dopředu MCT bez ohledu na jejich intenzitu podle Wilcoxonova párového testu

Název svalu a číslo měření	S _T	Z	p
Tra 1 x Tra 2	dopředu (forward)	0,6415	0,5212
Tra 1 x Tra 3		2,7821	0,0054
Tra 2 x Tra 3		3,1072	0,0019
Del 1 x Del 2		2,0535	0,0400
Del 1 x Del 3		4,8202	0,0000
Del 2 x Del 3		5,6329	0,0000
Tri 1 x Tri 2		0,4090	0,6826
Tri 1 x Tri 3		0,3063	0,7593
Tri 2 x Tri 3		3,3197	0,0009
Pec 1 x Pec 2		1,1064	0,2685
Pec 1 x Pec 3		3,6448	0,0003
Pec 2 x Pec 3		2,7070	0,0068
Serr 1 x Serr 2		0,9342	0,3502
Serr 1 x Serr 3		0,0438	0,9651
Serr 2 x Serr 3		0,2688	0,7881

Legenda k tabulce 9: Tra – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tri – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Serr – m. serratus anterior, 1 – první měření, 2 – druhé měření, 3 – třetí měření, S_T – směr translace, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 10. Popisná statistika pro translaci dopředu MCT bez ohledu na intenzitu translace během jednotlivých měření

Translace dopředu (forward)												
sval	1. měření	N	průměr	smodch	2. měření	N	průměr	smodch	3. měření	N	průměr	smodch
Tra PS		54	1,021	0,954		54	0,790	0,253		42	0,964	0,208
Del PS	54	0,966	0,453	54	0,795	0,173	42	1,398	0,624			
Tri PS	54	1,236	1,056	54	0,842	0,495	42	1,447	1,273			
Pec PS	54	0,565	0,204	54	0,648	0,240	42	0,706	0,226			
Serr PS	54	0,923	0,834	54	0,861	0,417	42	0,850	0,273			

Legenda k tabulce 10: Tra PS – m. trapezius paretické strany, Del PS – m. deltoideus paretické strany, Tri PS – m. triceps brachii paretické strany, Pec PS – m. pectoralis major paretické strany, Serr PS – m. serratus anterior paretické strany, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

5.4 Výsledky k vědecké otázce 4

Vědecká otázka 4 zněla: „*Jak se změní svalová aktivita paretického ramenního pletence u pacientů po cévní mozkové příhodě během různé intenzity translace plošiny MCT po aplikaci kinesio tapu na ramenní pletenec?*“

Vědecká otázka byla řešena ve třech hypotézách (**H₀₆** - **H₀₈**), kdy jsme hodnotili rozdíly svalové aktivity u vybraných svalů – m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior při malé, střední a velké intenzitě translace plošiny.

Vyjádření k hypotézám na základě statistického testování:

Hypotézu **H₀₆**, která zní: „*Není statisticky významný rozdíl v aktivitě svalů ramenního pletence během translace **malé intenzity** po aplikaci kinesio tapu*“ zamítáme pro následující svaly a měření:

- *M. deltoideus* při translaci plošiny v obou směrech pro vztah mezi aktivitou svalu bez aplikace a po třídní pauze od aplikace kinesio tapu (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0480$ (translace dozadu) a $p = 0,0015$ (translace dopředu). Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu i dopředu signifikantně zvýšila. Hypotézu zamítáme při porovnání změny svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po třech dnech od zatepování svalu (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0052$

(translace dozadu) a $p = 0,0010$ (translace dopředu). Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu i dopředu signifikantně zvýšila.

- *M. triceps brachii* při translaci plošiny dozadu pro vztah mezi svalovou aktivitou bez a po bezprostřední aplikaci (1. a 2. měření) kinesio tapu, kdy $p = 0,0279$. Aktivita svalu se při 2. měření translace dozadu signifikantně snížila. Hypotézu zamítáme také pro vztah při porovnání změny svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po třech dnech od zatepování svalu (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0092$ (translace dozadu) a $p = 0,0480$ (translace dopředu). Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu i dopředu signifikantně zvýšila.
- *M. pectoralis major* při translaci plošiny dopředu pro změnu svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po uplynutí tří dnů od aplikace (2. a 3. měření) kdy $p = 0,0355$. Aktivita svalu se při 3. měření translace dopředu signifikantně zvýšila. Hypotézu dále zamítáme pro vztah mezi aktivitou svalu bez aplikace a po třídní pauze od aplikace kinesio tapu (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0157$. Aktivita svalu se při 3. měření translace signifikantně zvýšila.

Pro svalovou aktivitu *m. pectoralis major* při translaci plošiny dozadu a pro *m. trapezius* a *m. serratus anterior* při translacích v obou směrech není možné hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H₀₆** vědecké otázky 4 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 11) a v tabulce popisné statistiky (Tabulka 12).

Tabulka 11. Základní statistické veličiny pro svalovou aktivitu při translaci malé intenzity MCT podle Wilcoxonova párového testu

Malá (small) intenzita translace						
Název svalu a číslo měření	S _T	Z	p	S _T	Z	p
Tra 1 x Tra 2	dozadu (backward)	0,6750	0,4997	dopředu (forward)	0,2395	0,8107
Tra 1 x Tra 3		0,5964	0,5509		1,4125	0,1578
Tra 2 x Tra 3		1,4752	0,1401		1,4752	0,1401
Del 1 x Del 2		0,7186	0,4724		1,4154	0,1570
Del 1 x Del 3		1,9775	0,0480		3,1702	0,0015
Del 2 x Del 3		2,7936	0,0052		3,2958	0,0010
Tri 1 x Tri 2		2,1993	0,0279		0,5008	0,6165
Tri 1 x Tri 3		1,0986	0,2719		0,6592	0,5098
Tri 2 x Tri 3		2,6052	0,0092		1,9775	0,0480
Pec 1 x Pec 2		0,0218	0,9826		0,7621	0,4460
Pec 1 x Pec 3		1,4125	0,1578		2,4169	0,0157
Pec 2 x Pec 3		1,8519	0,0640		2,1030	0,0355
Serr 1 x Serr 2		0,7621	0,4460		0,0653	0,9479
Serr 1 x Serr 3		0,7847	0,4326		0,2825	0,7776
Serr 2 x Serr 3		1,0358	0,3003		0,2197	0,8261

Legenda k tabulce 11: Tra – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tri – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Serr – m. serratus anterior, 1 – první měření, 2 – druhé měření, 3 – třetí měření, S_T – směr translace, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro p<0,05).

Tabulka 12. Popisná statistika svalové aktivity při translaci malé intenzity

Malá (small) intenzita translace												
S _T	sval	1. měření			2. měření			3. měření				
		N	průměr	smodch	N	průměr	smodch	N	průměr	smodch		
dozadu (backward)	Tra PS	18	0,784	0,504	18	0,676	0,119	14	0,765	0,158		
	Del PS	18	0,724	0,275	18	0,664	0,140	14	0,906	0,398		
	Tri PS	18	1,110	0,897	18	0,583	0,326	14	0,756	0,317		
	Pec PS	18	0,550	0,239	18	0,558	0,209	14	0,635	0,244		
	Serr PS	18	0,626	0,235	18	0,596	0,194	14	0,641	0,207		
dopředu (forward)	Tra PS	18	1,012	0,930	18	0,751	0,242	14	0,929	0,173		
	Del PS	18	0,902	0,449	18	0,732	0,096	14	1,260	0,561		
	Tri PS	18	1,275	1,172	18	0,812	0,484	14	1,417	1,292		
	Pec PS	18	0,526	0,227	18	0,623	0,229	14	0,691	0,210		
	Serr PS	18	0,793	0,351	18	0,823	0,456	14	0,830	0,286		

Legenda k tabulce 12: S_T – směr translace, Tra PS – m. trapezius paretické strany, Del PS – m. deltoideus paretické strany, Tri PS – m. triceps brachii paretické strany, Pec PS – m. pectoralis major paretické strany, Serr PS – m. serratus anterior paretické strany, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

Hypotézu **H₀₇**, která zní: „*Není statisticky významný rozdíl v aktivitě svalů ramenního pletence během translace střední intenzity po aplikaci kinesio tapu*“ zamítáme pro následující svaly a měření:

- *M. trapezius* při translaci dozadu pro vztah při porovnání změny svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po třech dnech od zatepování svalu (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0157$. Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu signifikantně zvýšila.
- *M. deltoideus* při translaci v obou směrech pro vztah mezi aktivitou svalu bez aplikace a po třídní pauze od aplikace kinesio tapu (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0219$ (translace dozadu) a $p = 0,0023$. Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu i dopředu signifikantně zvýšila. Hypotézu pro tento sval zamítáme při porovnání změny svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po třech dnech od zatepování svalu (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0010$ (translace dozadu i dopředu). Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu i dopředu signifikantně zvýšila.
- *M. pectoralis major* při translaci dopředu pro vztah mezi svalovou aktivitou bez aplikace a po třídní pauze od aplikace kinesio tapu (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0303$. Aktivita svalu se při 3. měření translace dopředu signifikantně zvýšila.

Pro svalovou aktivitu *m. trapezius* při translaci plošiny dopředu, *m. pectoralis major* při translaci plošiny dozadu a pro *m. triceps brachii* a *m. serratus anterior* při translacích v obou směrech není možné hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H₀₇** vědecké otázky 4 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 13) a v tabulce popisné statistiky (Tabulka 14).

Tabulka 13. Základní statistické veličiny pro svalovou aktivitu při translaci střední intenzity MCT podle Wilcoxonova párového testu

Střední (medium) intenzita translace						
Název svalu a číslo měření	S _T	Z	p	S _T	Z	p
Tra 1 x Tra 2	dozadu (backward)	0,1960	0,8446	dopředu (forward)	0,3266	0,7440
Tra 1 x Tra 3		1,0358	0,3003		1,4125	0,1578
Tra 2 x Tra 3		2,4169	0,0157		1,4752	0,1401
Del 1 x Del 2		0,8057	0,4204		0,5879	0,5566
Del 1 x Del 3		2,2913	0,0219		3,0447	0,0023
Del 2 x Del 3		3,2958	0,0010		3,2958	0,0010
Tri 1 x Tri 2		0,6315	0,5277		0,2831	0,7771
Tri 1 x Tri 3		1,1614	0,2455		0,4708	0,6378
Tri 2 x Tri 3		1,2869	0,1981		1,7891	0,0736
Pec 1 x Pec 2		0,2395	0,8107		0,6750	0,4997
Pec 1 x Pec 3		1,5380	0,1240		2,1658	0,0303
Pec 2 x Pec 3		1,7264	0,0843		1,5380	0,1240
Serr 1 x Serr 2		0,2395	0,8107		0,8057	0,4204
Serr 1 x Serr 3		1,2241	0,2209		0,0314	0,9750
Serr 2 x Serr 3		0,1569	0,8753		0,0314	0,9750

Legenda k tabulce 13: Tra – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tri – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Serr – m. serratus anterior, 1 – první měření, 2 – druhé měření, 3 – třetí měření, S_T – směr translace, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro p<0,05).

Tabulka 14. Popisná statistika svalové aktivity při translaci střední intenzity

Střední (medium) intenzita translace													
S _T	sval	N	průměr	smodch	N	průměr	smodch	N	průměr	smodch			
dozadu (backward)	Tra PS	1. měření	18	0,844	0,609	2. měření	18	0,696	0,131	3. měření	14	0,837	0,142
	Del PS		18	0,785	0,391		18	0,674	0,117		14	1,024	0,474
	Tri PS		18	1,091	0,768		18	0,746	0,418		14	1,045	0,797
	Pec PS		18	0,554	0,234		18	0,587	0,190		14	0,632	0,203
	Serr PS		18	0,751	0,319		18	0,741	0,385		14	0,693	0,196
dopředu (forward)	Tra PS	18	1,012	0,948	18	0,794	0,255	14	0,955	0,195			
	Del PS	18	0,931	0,439	18	0,802	0,180	14	1,360	0,604			
	Tri PS	18	1,173	0,832	18	0,832	0,500	14	1,427	1,309			
	Pec PS	18	0,578	0,201	18	0,644	0,233	14	0,699	0,215			
	Serr PS	18	0,805	0,317	18	0,859	0,410	14	0,840	0,274			

Legenda k tabulce 14: S_T – směr translace, Tra PS – m. trapezius paretické strany, Del PS – m. deltoideus paretické strany, Tri PS – m. triceps brachii paretické strany, Pec PS – m. pectoralis major paretické strany, Serr PS – m. serratus anterior paretické strany, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

Hypotézu **H₀₈**, která zní: „*Není statisticky významný rozdíl v aktivitě svalů ramenního pletence během translace velké intenzity po aplikaci kinesio tapu*“ zamítáme pro následující svaly a měření:

- *M. trapezius* při translacích v obou směrech pro vztah při porovnání změny svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po třech dnech od zatepování svalu (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0355$ (translace dozadu) a $p = 0,0132$ (translace dopředu). Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu i dopředu signifikantně zvýšila. Hypotézu pro tento sval dále zamítáme při translaci dopředu vzhledem k aktivitě svalu bez a po třídní pauze od aplikace kinesio tapu (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0413$. Aktivita svalu se při 3. měření translace dopředu signifikantně snížila.
- *M. deltoideus* při translacích v obou směrech pro vztah mezi aktivitou svalu bez aplikace a po třídní pauze od aplikace kinesio tapu (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0023$ (translace dozadu) a $p = 0,0186$ (translace dopředu). Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu i dopředu signifikantně zvýšila. Hypotézu významně zamítáme při porovnání změny svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po třech dnech od zatepování svalu (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0012$ (translace dozadu i dopředu). Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu i dopředu signifikantně zvýšila.
- *M. triceps brachii* při translacích v obou směrech pro vztah při porovnání aktivity svalu po bezprostřední a po třídní aplikaci kinesio tapu (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0303$ (translace dozadu) a $p = 0,0480$ (translace dopředu). Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu i dopředu signifikantně zvýšila.
- *M. pectoralis major* při translaci dozadu pro vztah mezi aktivitou svalu bez aplikace a po třídní pauze od aplikace kinesio tapu (1. a 3. měření), kdy $p = 0,0355$. Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu signifikantně zvýšila. Hypotézu dále zamítáme při porovnání změny svalové aktivity mezi bezprostřední aplikací a po třech dnech od zatepování svalu (2. a 3. měření), kdy $p = 0,0480$. Aktivita svalu se při 3. měření translace dozadu signifikantně zvýšila.

Pro *m. pectoralis major* při translaci dopředu a *m. serratus anterior* při translacích obou směrů není možné hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H₀₈** vědecké otázky 4 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 15) a v tabulce popisné statistiky (Tabulka 16).

Tabulka 15. Základní statistické veličiny pro svalovou aktivitu při translaci velké intenzity MCT podle Wilcoxonova párového testu

Velká (large) intenzita translace						
Název svalu a číslo měření	S _T	Z	p	S _T	Z	p
Tra 1 x Tra 2	dopředu (backward)	0,0653	0,9479	dopředu (forward)	1,0234	0,3061
Tra 1 x Tra 3		1,2869	0,1981		2,0402	0,0413
Tra 2 x Tra 3		2,1030	0,0355		2,4797	0,0132
Del 1 x Del 2		1,0234	0,3061		1,3283	0,1841
Del 1 x Del 3		3,0447	0,0023		2,3541	0,0186
Del 2 x Del 3		3,2330	0,0012		3,2330	0,0012
Tri 1 x Tri 2		0,7239	0,4691		0,1089	0,9133
Tri 1 x Tri 3		0,9103	0,3627		0,4080	0,6832
Tri 2 x Tri 3		2,1658	0,0303		1,9775	0,0480
Pec 1 x Pec 2		0,6315	0,5277		0,5008	0,6165
Pec 1 x Pec 3		2,1030	0,0355		1,6008	0,1094
Pec 2 x Pec 3		1,9775	0,0480		1,0358	0,3003
Serr 1 x Serr 2		0,4573	0,6475		1,1105	0,2668
Serr 1 x Serr 3		0,2197	0,8261		0,2197	0,8261
Serr 2 x Serr 3		0,2197	0,8261		0,6592	0,5098

Legenda k tabulce 15: Tra – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tri – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Serr – m. serratus anterior, 1 – první měření, 2 – druhé měření, 3 – třetí měření, S_T – směr translace, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro p<0,05).

Tabulka 16. Popisná statistika svalové aktivity při translaci velké intenzity

Velká (large) intenzita translace													
S_T	sval	N	průměr	smodch	N	průměr	smodch	N	průměr	smodch			
dozadu (backward)	Tra PS	1. měření	18	0,971	0,837	2. měření	18	0,748	0,220	3. měření	14	0,913	0,192
	Del PS		18	0,899	0,430		18	0,770	0,132		14	1,158	0,532
	Tri PS		18	1,210	0,943		18	0,799	0,494		14	1,345	1,178
	Pec PS		18	0,558	0,200		18	0,609	0,225		14	0,667	0,204
	Serr PS		18	0,837	0,388		18	0,799	0,474		14	0,817	0,276
dopředu (forward)	Tra PS	18	1,039	1,036	18	0,825	0,269	14	1,008	0,254			
	Del PS	18	1,066	0,478	18	0,852	0,211	14	1,575	0,702			
	Tri PS	18	1,262	1,184	18	0,883	0,527	14	1,498	1,313			
	Pec PS	18	0,592	0,189	18	0,677	0,267	14	0,728	0,266			
	Serr PS	18	1,172	1,359	18	0,901	0,403	14	0,878	0,277			

Legenda k tabulce 16: S_T – směr translace, Tra PS – m. trapezius paretické strany, Del PS – m. deltoideus paretické strany, Tri PS – m. triceps brachii paretické strany, Pec PS – m. pectoralis major paretické strany, Serr PS – m. serratus anterior paretické strany, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

5.5 Výsledky k vědecké otázce 5

Vědecká otázka 5 zněla: „**Jak se změni svalová aktivita mezi paretickým a zdravým ramenním pletencem během MCT v závislosti na aplikaci kinesio tapu?**“

Vědecká otázka byla řešena ve dvou hypotézách (**H₀₉**, **H₀₁₀**), kdy jsme hodnotili rozdíly svalové aktivity u vybraných svalů – m. trapezius, m. deltoideus, m. triceps brachii, m. pectoralis major a m. serratus anterior paretické a zdravé horní končetiny při translacích plošiny dozadu a dopředu.

Vyjádření k hypotézám na základě statistického testování:

Hypotézu **H₀₉**, která zní: „*Není statisticky významný rozdíl mezi paretickým a zdravým ramenním pletencem během translace dozadu v závislosti na aplikaci kinesio tapu*“ zamítáme pro následující svaly a měření:

- *M. trapezius* paretické a zdravé strany pro vztah mezi svalovou aktivitou po třídní aplikaci kinesio tapu ($p = 0,0024$).

- *M. deltoideus* paretické a zdravé strany pro vztah mezi svalovou aktivitou bez kinesio tapu ($p = 0,0000$), po bezprostřední aplikaci ($p = 0,0208$) a po třech dnech od zatepování ($p = 0,0002$).
- *M. triceps brachii* paretické a zdravé strany pro vztah mezi aktivitou svalů bez aplikovaného kinesio tapu ($p = 0,0004$) a po třídní aplikaci ($p = 0,0005$).
- *M. pectoralis major* paretické a zdravé strany pro vztah mezi svalovou aktivitou po třídní aplikaci kinesio tapu ($p = 0,0320$).

Pro *m. serratus anterior* paretické a zdravé horní končetiny není možné hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H_09** vědecké otázky 5 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 17) v tabulce popisné statistiky (Tabulka 18). Průměrné hodnoty svalů paretického a zdravého ramenního pletence během jednotlivých měření jsou znázorněny graficky (Grafy 3 - 7).

Tabulka 17. Základní statistické veličiny pro porovnání svalové aktivity paretického a zdravého ramenního pletence při translaci dozadu MCT bez ohledu na intenzitu translací podle Wilcoxonova párového testu

Název svalu, strana a číslo měření	S_T	Z	p
Tra PS 1 x Tra ZS 1	dozadu (backward)	0,8739	0,3822
Tra PS 2 x Tra ZS 2		1,7177	0,0858
Tra PS 3 x Tra ZS 3		3,0321	0,0024
Del PS 1 x Del ZS 1		4,1889	0,0000
Del PS 2 x Del ZS 2		2,3118	0,0208
Del PS 3 x Del ZS 3		3,7574	0,0002
Tri PS 1 x Tri ZS 1		3,5517	0,0004
Tri PS 2 x Tri ZS 2		0,7362	0,4616
Tri PS 3 x Tri ZS 3		3,4698	0,0005
Pec PS 1 x Pec ZS 1		1,3303	0,1834
Pec PS 2 x Pec ZS 2		0,2884	0,7730
Pec PS 3 x Pec ZS 3		2,1444	0,0320
Serr PS 1 x Serr ZS 1		2,7682	0,0056
Serr PS 2 x Serr ZS 2		3,2331	0,0012
Serr PS 3 x Serr ZS 3		0,6564	0,5115

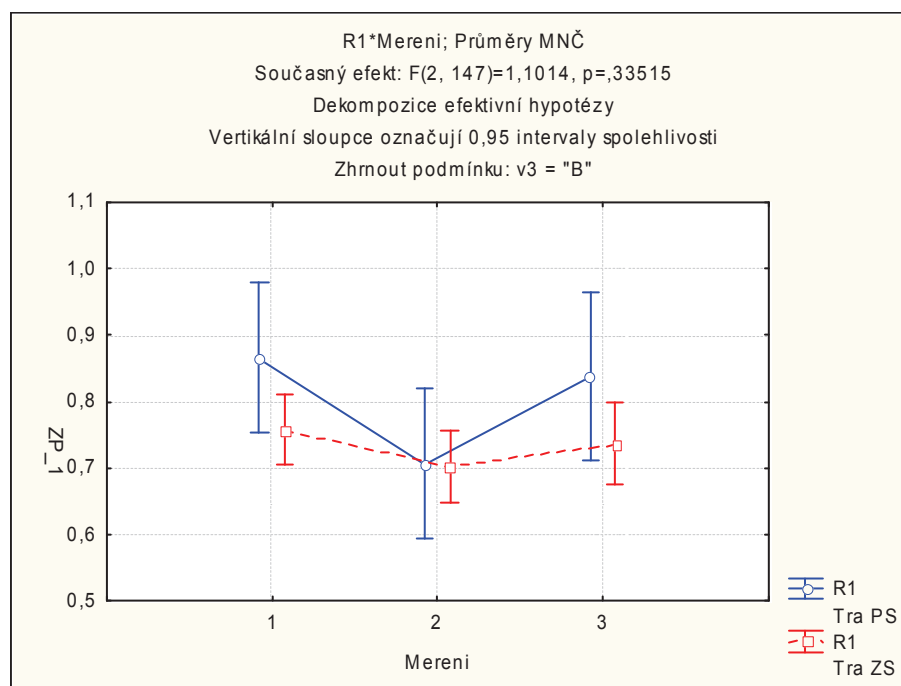
Legenda k tabulce 17: Tra – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tri – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Serr – m. serratus anterior, PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, 1 – první měření, 2 – druhé měření, 3 – třetí měření, V_T – rychlost translace, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 18. Popisná statistika svalové aktivity paretického a zdravého ramenního pletence při translaci dozadu MCT bez ohledu na intenzitu translací

Translace dozadu (backward)											
Název svalu a strana	1. měření			2. měření			3. měření				
	N	průměr	smodch	N	průměr	smodch	N	průměr	smodch		
Tra PS	54	0,866	0,657	54	0,707	0,163	42	0,839	0,173		
Tra ZS	54	0,758	0,162	54	0,703	0,249	42	0,738	0,166		
Del PS	54	0,803	0,371	54	0,703	0,136	42	1,029	0,471		
Del ZS	54	1,502	1,113	54	0,925	0,565	42	0,808	0,418		
Tri PS	54	1,137	0,857	54	0,709	0,420	42	1,049	0,856		
Tri ZS	54	1,814	1,200	54	0,911	0,974	42	1,498	1,511		
Pec PS	54	0,554	0,221	54	0,585	0,206	42	0,644	0,213		
Pec ZS	54	0,575	0,230	54	0,564	0,202	42	0,678	0,245		
Serr PS	54	0,738	0,326	54	0,712	0,373	42	0,717	0,236		
Serr ZS	54	0,668	0,304	54	0,591	0,379	42	0,725	0,369		

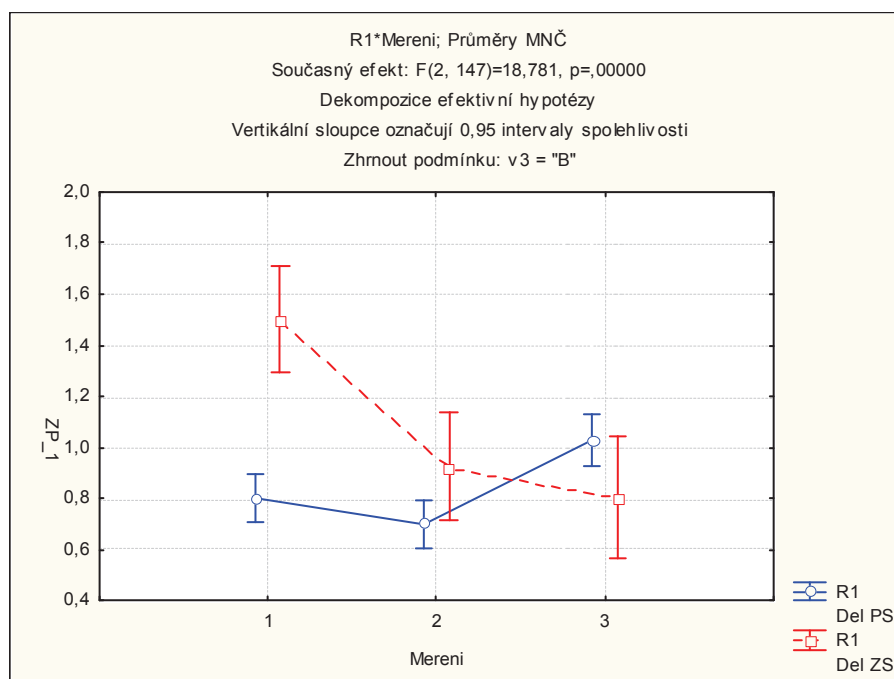
Legenda k tabulce 18: Tra PS – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tri – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Serr – m. serratus anterior, PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

Graf 3. Průměrné hodnoty m. trapezius paretické a zdravé strany při translaci dozadu MCT během všech měření



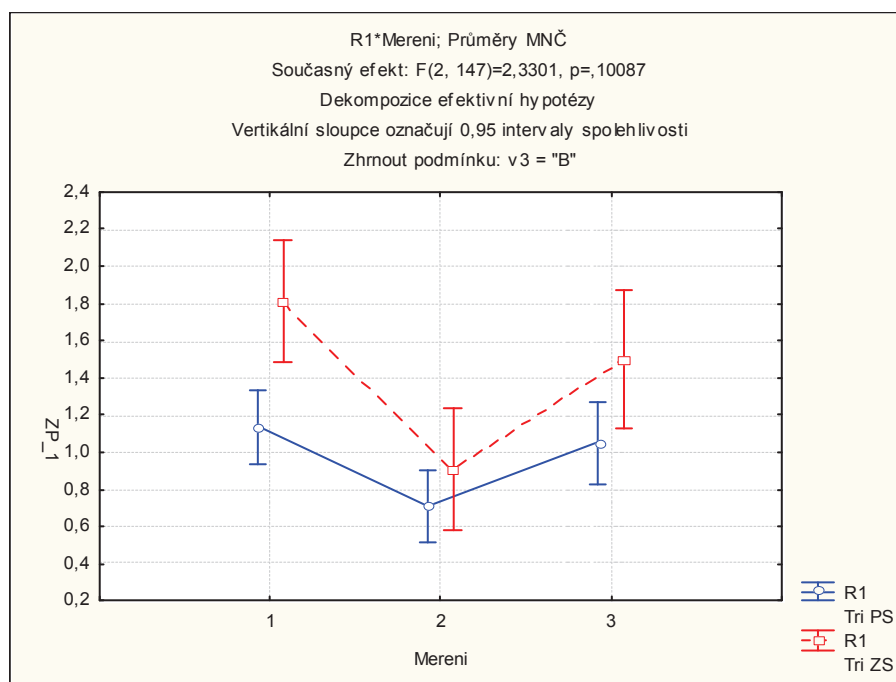
Legenda ke grafu 3: Tra PS – m. trapezius paretické strany, Tra ZS – m. trapezius zdravé strany

Graf 4. Průměrné hodnoty m. deltoideus paretické a zdravé strany při translaci dozadu MCT během všech měření



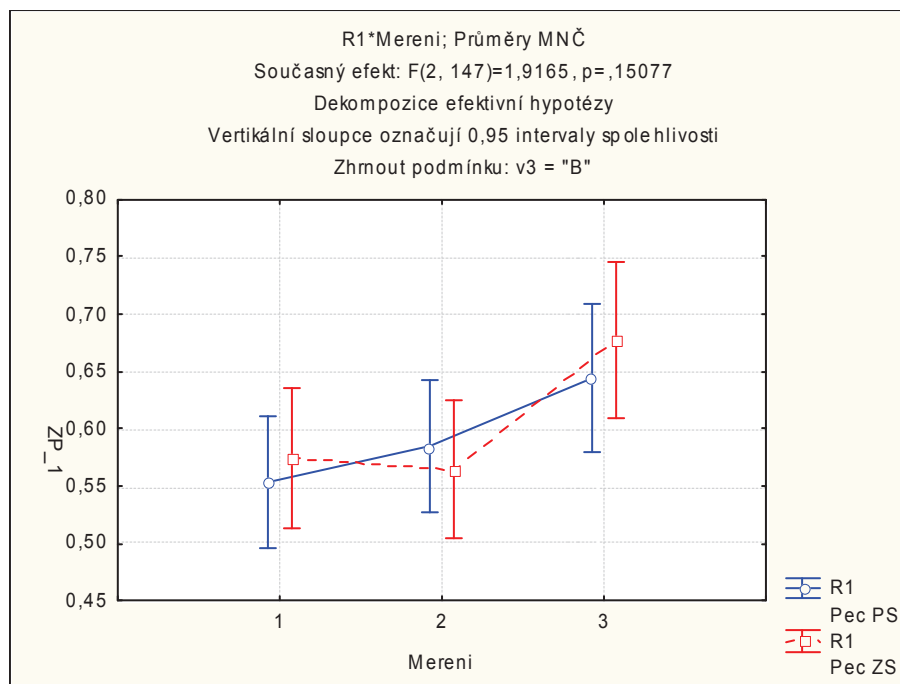
Legenda ke grafu 4: Del PS – m. deltoideus paretické strany, Del ZS – m. deltoideus zdravé strany

Graf 5. Průměrné hodnoty m. triceps brachii paretické a zdravé strany při translaci dozadu MCT během všech měření



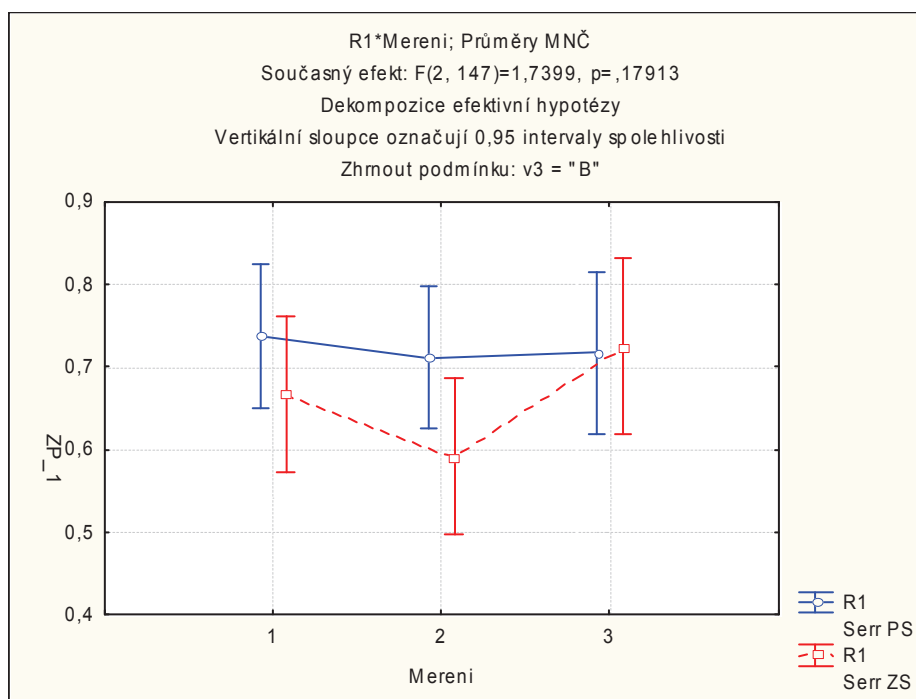
Legenda ke grafu 5: Tri PS – m. triceps brachii paretické strany, Tri ZS – m. triceps brachii zdravé strany

Graf 6. Průměrné hodnoty m. pectoralis major paretické a zdravé strany při translaci dozadu MCT během všech měření



Legenda ke grafu 6: Pec PS – m. pectoralis major paretické strany, Pec ZS – m. pectoralis major zdravé strany

Graf 7. Průměrné hodnoty m. serratus anterior paretické a zdravé strany při translaci dozadu MCT během všech měření



Legenda ke grafu 7: Serr PS – m. serratus anterior paretické strany, Serr ZS – m. serratus anterior zdravé strany

Hypotézu **H₀₁₀**, která zní: „Není statisticky významný rozdíl mezi paretickým a zdravým ramenním pletencem během translace dopředu v závislosti na aplikaci kinesio tapu“ zamítáme pro následující svaly a měření:

- *M. trapezius* paretické a zdravé strany pro vztah mezi svalovou aktivitou po třídenní aplikaci kinesio tapu ($p = 0,0006$).
- *M. deltoideus* paretické a zdravé strany pro vztah mezi aktivitou svalů bez aplikovaného kinesio tapu ($p = 0,0001$) a po třídenní aplikaci ($p = 0,0008$).
- *M. triceps brachii* paretické a zdravé strany pro vztah mezi svalovou aktivitou bez aplikovaného kinesio tapu ($p = 0,0001$) a po třídenní aplikaci ($p = 0,0076$).
- *M. pectoralis major* paretické a zdravé strany pro vztah mezi svalovou aktivitou bez aplikovaného kinesio tapu ($p = 0,0035$) a mezi měřeními po třídenní aplikaci ($p = 0,0265$).

Pro *m. serratus anterior* paretické a zdravé horní končetiny není možné hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H₀₁₀** vědecké otázky 5 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 19) a v tabulce popisné statistiky (Tabulka 20). Průměrné hodnoty svalů paretického a zdravého ramenního pletence během jednotlivých měření jsou znázorněny graficky (Grafy 8 - 12).

Tabulka 19. Základní statistické veličiny pro porovnání svalové aktivity paretického a zdravého ramenního pletence při translaci dopředu MCT bez ohledu na intenzitu translací podle Wilcoxonova párového testu

Název svalu, strana a číslo měření	S _T	Z	p
Tra PS 1 x Tra ZS 1	dopředu (forward)	0,4176	0,6762
Tra PS 2 x Tra ZS 2		1,2528	0,2103
Tra PS 3 x Tra ZS3		3,4198	0,0006
Del PS 1 x Del ZS 1		3,9908	0,0001
Del PS 2 x Del ZS 2		0,2282	0,8195
Del PS 3 x Del ZS 3		3,3447	0,0008
Tri PS 1 x Tri ZS 1		3,8703	0,0001
Tri PS 2 x Tri ZS 2		0,5554	0,5786
Tri PS 3 x Tri ZS 3		2,6695	0,0076
Pec PS 1 x Pec ZS 1		2,9232	0,0035
Pec PS 2 x Pec ZS 2		0,1679	0,8667
Pec PS 3 x Pec ZS 3		2,2194	0,0265
Serr PS 1 x Serr ZS 1		2,8285	0,0047
Serr PS 2 x Serr ZS 2		4,8088	0,0000
Serr PS 3 x Serr ZS 3		1,2691	0,2044

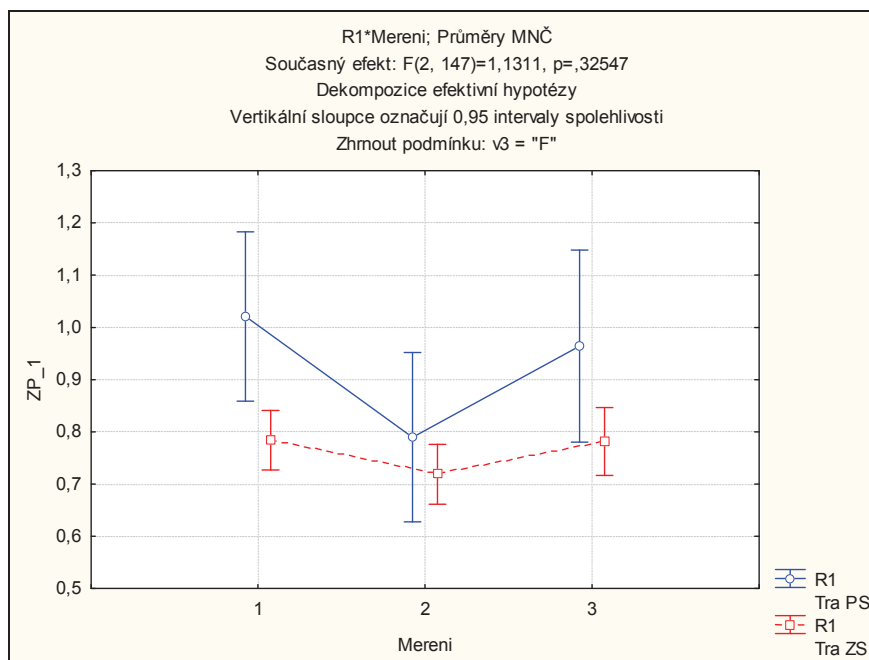
Legenda k tabulce 19: Tra – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tri – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Serr – m. serratus anterior, PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, 1 – první měření, 2 – druhé měření, 3 – třetí měření, V_T – rychlost translace, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro p<0,05).

Tabulka 20. Popisná statistika svalové aktivity paretického a zdravého ramenního pletence při translaci dopředu MCT bez ohledu na intenzitu translací

Translace dopředu(forward)									
Název svalu a strana	1. měření			2. měření			3. měření		
	N	průměr	smodch	N	průměr	smodch	N	průměr	smodch
Tra PS	54	1,021	0,954	54	0,790	0,253	42	0,964	0,208
Tra ZS	54	0,784	0,189	54	0,719	0,225	42	0,781	0,225
Del PS	54	0,966	0,453	54	0,795	0,173	42	1,398	0,624
Del ZS	54	2,075	1,456	54	1,064	0,897	42	1,046	0,588
Tri PS	54	1,236	1,056	54	0,842	0,495	42	1,447	1,273
Tri ZS	54	2,408	1,461	54	1,121	1,330	42	1,860	1,996
Pec PS	54	0,565	0,204	54	0,648	0,240	42	0,706	0,226
Pec ZS	54	0,625	0,227	54	0,575	0,218	42	0,777	0,311
Serr PS	54	0,923	0,834	54	0,861	0,417	42	0,850	0,273
Serr ZS	54	0,671	0,187	54	0,576	0,297	42	1,476	2,046

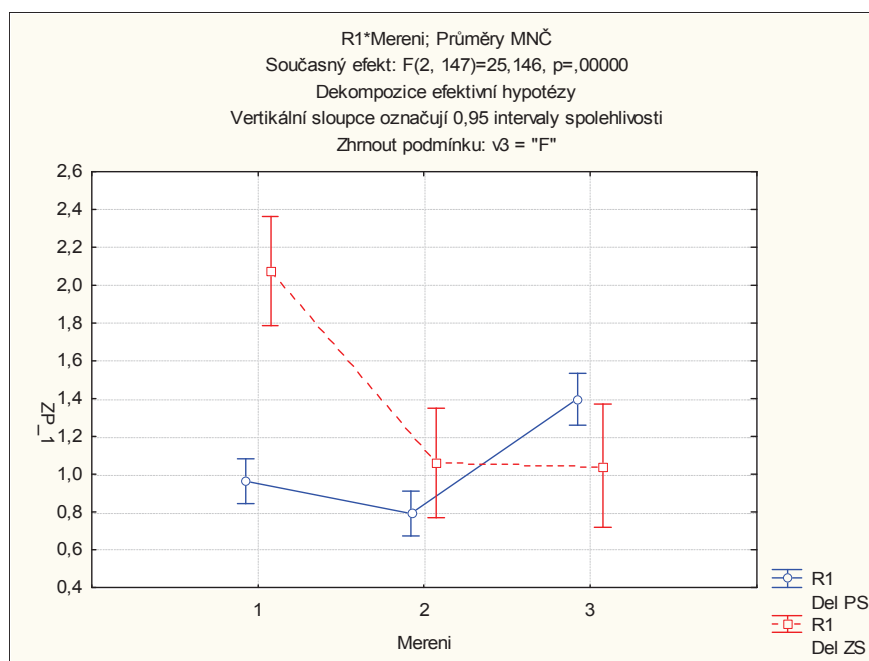
Legenda k tabulce 20: Tra PS – m. trapezius, Del – m. deltoideus, Tri – m. triceps brachii, Pec – m. pectoralis major, Serr – m. serratus anterior, PS – paretická strana, ZS – zdravá strana, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

Graf 8. Průměrné hodnoty m. trapezius paretické a zdravé strany při translaci dopředu MCT během všech měření



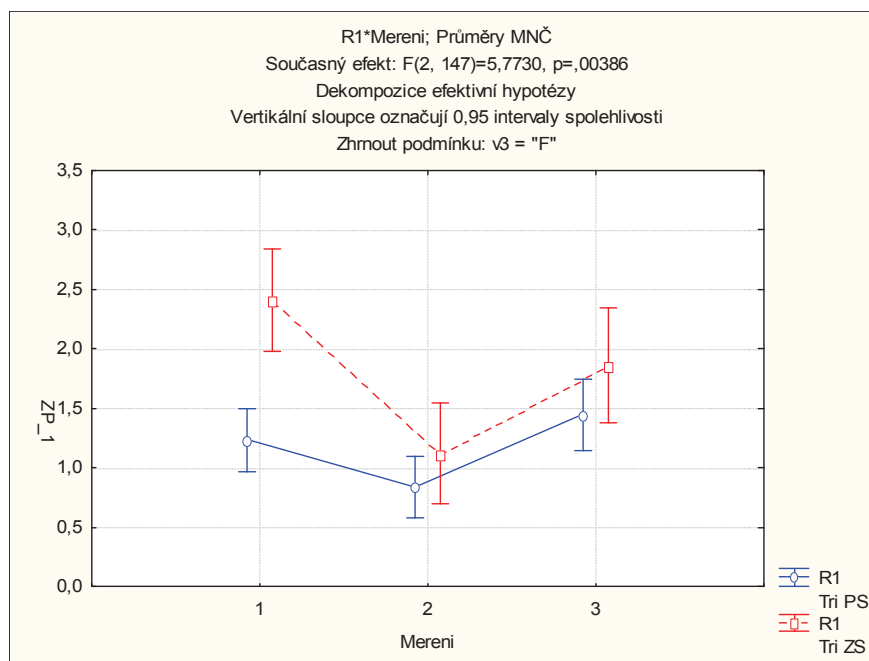
Legenda ke grafu 8: Tra PS – m. trapezius paretické strany, Tra ZS – m. trapezius zdravé strany

Graf 9. Průměrné hodnoty m. deltoideus paretické a zdravé strany při translaci dopředu MCT během všech měření



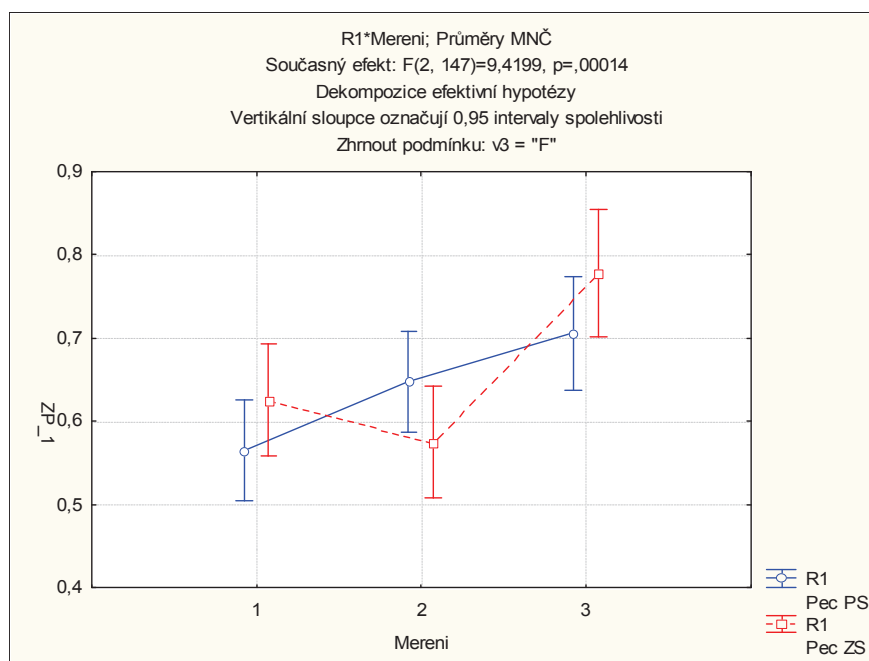
Legenda ke grafu 9: Del PS – m. deltoideus paretické strany, Del ZS – m. deltoideus zdravé strany

Graf 10. Průměrné hodnoty m. triceps brachii paretické a zdravé strany při translaci dopředu MCT během všech měření



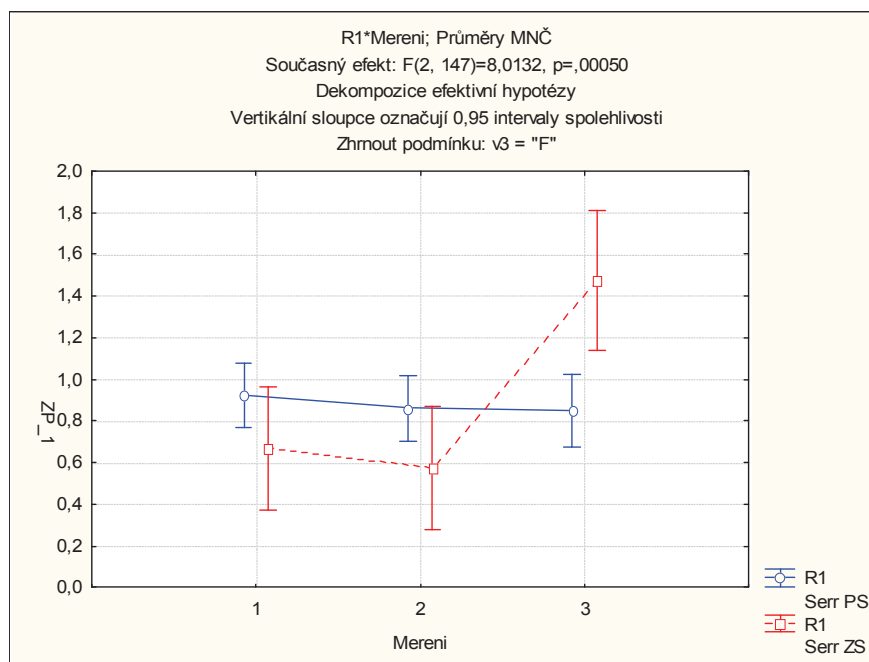
Legenda ke grafu 10: Tri PS – m. triceps brachii paretické strany, Tri ZS – m. triceps brachii zdravé strany

Graf 11. Průměrné hodnoty m. pectoralis major paretické a zdravé strany při translaci dopředu MCT během všech měření



Legenda ke grafu 11: Pec PS – m. pectoralis major paretické strany, Pec ZS – m. pectoralis zdravé strany

Graf 12. Průměrné hodnoty m. serratus anterior paretické a zdravé strany při translaci dopředu MCT během všech měření



Legenda ke grafu 12: Serr PS – m. serratus anterior paretické strany, Serr ZS – m. serratus anterior zdravé strany

5.6 Výsledky k vědecké otázce 6

Vědecká otázka 6 zněla: „*Jak se promítne v rámci kineziologického vyšetření aplikace kinesio tapu?*“

Vědecká otázka byla řešena ve dvou hypotézách (**H₀₁₁**, **H₀₁₂**), ve kterých jsme zjišťovali, zda se změní rozsahy pohybů paretického ramenního pletence při měření goniometrem. Dále jsme zkoumali, zda kinesio tape ovlivní spasticitu m. biceps brachii, kterou jsme hodnotili pomocí Ashworthovy modifikované škály.

Vyjádření k hypotézám na základě statistického testování:

Hypotézu **H₀₁₁**, která zní: „*Není statisticky významný rozdíl v rozsahu pohybu paretického ramenního pletence v závislosti na aplikaci kinesio tapu*“ zamítáme pro následující rozsahy pohybů:

- *Aktivní flexe* paretického ramenního pletence měřena goniometrem po třídenní aplikaci kinesio tapu ($p = 0,0364$).
- *Aktivní abdukce* paretického ramenního pletence měřena goniometrem po třídenní aplikaci kinesio tapu ($p = 0,0094$).
- *Pasivní abdukce* paretického ramenního pletence měřena goniometrem po třídenní aplikaci kinesio tapu ($p = 0,0402$).
- *Aktivní zevní rotace* paretického ramenního pletence měřena goniometrem po třídenní aplikaci kinesio tapu ($p = 0,0038$).
- *Pasivní zevní rotace* paretického ramenního pletence měřena goniometrem po třídenní aplikaci kinesio tapu ($p = 0,0103$).

Pro *pasivní flexi* paretického ramenního pletence není možné hypotézu zamítnout.

Výsledky pro ověření **hypotézy H₀₁₁** vědecké otázky 5 jsou uvedeny v tabulce základních statistických veličin (Tabulka 21) a v tabulce popisné statistiky (Tabulka 22).

Tabulka 21. Základní statistické veličiny pro porovnání rozsahů aktivních a pasivních pohybů hemiparetického ramenního pletence podle Studentova párového dvouvýběrového t testu

Rozsahy pohybů paretického ramenního pletence a číslo měření	t	p
aktivní FL 1 x aktivní FL 2	2,5821	0,0364
pasivní FL 1 x pasivní FL 2	1,8959	0,0998
aktivní ABD 1 x aktivní ABD 2	3,5430	0,0094
pasivní ABD 1 x pasivní ABD 2	2,5131	0,0402
aktivní ZR 1 x aktivní ZR 2	4,2451	0,0038
pasivní ZR 1 x pasivní ZR 2	3,4805	0,0103

Legenda k tabulce 21: FL – flexe, ABD – abdukce, ZR – zevní rotace, 1 – první měření, 2 – druhé měření, t – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti pro zamítnutí nulové hypotézy (nulovou hypotézu zamítáme pro $p < 0,05$).

Tabulka 22. Popisná statistika rozsahů pohybů paretického ramenního pletence

Rozsahy pohybů paretického ramenního pletence								
pohyb	1. měření	N	průměr	smodch	2. měření	N	průměr	smodch
aktivní FL		9	96,111	52,128		8	109,375	62,303
pasivní FL	9	125,556	27,550	8	140,625	29,573		
aktivní ABD	9	78,889	35,424	8	91,875	37,506		
pasivní ABD	9	97,222	13,944	8	119,375	29,208		
aktivní ZR	9	33,889	16,159	8	48,125	22,825		
pasivní ZR	9	43,333	13,693	8	55,000	19,086		

Legenda k tabulce 22: FL – flexe, ABD – abdukce, ZR – zevní rotace, N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

Hypotézu H_012 , která zní: „Není statisticky významný rozdíl ve spasticitě m. biceps brachii paretické horní končetiny v závislosti na aplikaci kinesio tapu“ zamítáme pro následující tvrzení:

- Snížení spasticity m. biceps brachii hodnocené pomocí Ashworthovy modifikované škály bylo po aplikaci kinesio tapu statisticky významné ($p = 0,0250$).

Výsledky pro ověření **hypotézy H₀₁₂** vědecké otázky 6 jsou uvedeny v tabulce testové statistiky (Tabulka 23), tabulce pořadí (Tabulka 24) a tabulce popisné statistiky (Tabulka 25).

Tabulka 23. Testová statistika pro spasticitu m. biceps brachii podle Wilcoxonova párového testu

	2. měření - 1. měření
Z	-2,236 ^a
Asymptotická signifikance (oboustranná)	,025

a. Based on positive ranks.

b. Wilcoxon Signed Ranks Test

Tabulka 24. Pořadí testovaných dat spasticity m. biceps brachii podle Wilcoxonova testu

		N	Průměrné pořadí	Součet pořadí
2. měření - 1. měření	Kladné pořadí	5 ^a	3,00	15,00
	Záporné pořadí	0 ^b	,00	,00
	Počet shod	3 ^c		
	Celkem	8		

a. 2. měření < 1. měření

b. 2. měření > 1. měření

c. 2. měření = 1. měření

Tabulka 25. Popisná statistika spasticity m. biceps brachii

	N	průměr	smodch
1. měření	9	2,444	1,130
2. měření	8	1,875	0,835

Legenda k tabulce 25: N – počet platných hodnot, smodch – směrodatná odchylka

6 DISKUZE

Cílem této kapitoly je diskutovat o výsledcích měření, kriticky zhodnotit metodologii práce a konfrontovat získaná data s dosavadními studiemi, které se zabývají touto problematikou.

Hlavním cílem diplomové práce bylo ozřejmit vliv kinesio tapu hemiparetického ramenního pletence na posturální chování u pacientů po cévní mozkové příhodě. Z toho důvodu byli do studie zařazeni jedinci po iktu ischemického typu v povodí a. cerebri media. U všech zúčastněných se jednalo o první iktové postižení. Tím jsme zamezili ovlivnění výsledků následkem možného reziduálního postižení předcházející mrtvice. Postižení ramenního pletence bylo u všech probandů dáno důsledkem vzniklé příhody, nikoli jiným klinickým nálezem, který by mohl ovlivnit výsledná data v rámci přidružené diagnózy. Při výběru testovaného souboru jsme se snažili vybrat jedince přibližně stejného věku ($56,8 \pm 7,14$ let) v podobném časovém intervalu ($33,89 \pm 26,95$ dnů) od vzniku příhody. Tím jsme se pokusili předejít velké variabilitě testovaného souboru, která by mohla vést ke konečnému zkreslení výsledných hodnot. Přesto bychom při posuzování získaných výsledků měli přihlížet k faktu, že pacienti po cévní mozkové příhodě reagují na danou situaci jinak než za normálních podmínek. Studie se zúčastnilo celkem devět probandů. Na jednu stranu by se mohlo zdát, že je jejich počet příliš nízký a že neexistuje kontrolní skupina, se kterou by bylo možné hemiparetické probandy porovnat. Kontrola však byla provedena opakovanými měřeními.

Celkem tři měření jsme zvolili proto, abychom zjistili, jestli dojde k rozdílům v aktivitě svalů paretického ramenního pletence a posturální stability mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 2. měřením po bezprostřední aplikaci tapu. Dále nás zajímalo, jak se změní sledované atributy po okamžité aplikaci a s odstupem tří dnů, během kterých kinesio tape aktivně působil. Nakonec jsme porovnávali také změny mezi 1. a 3. měřením v situacích bez kinesio tapu a po třech dnech od zatepování. Za těchto podmínek jsme předpokládali nejvýraznější pozitivní změny vzhledem k déletrvajícimu působení pásky.

6.1 Zatepované svaly

Certifikovaný fyzioterapeut, který aplikoval kinesio tape, zabránil neodborné aplikaci, a tím případnému nesprávnému účinku pásky na svalový, kloubní, lymfatický a cévní systém, který by mohl výsledné hodnoty značně ovlivnit.

M. deltoideus

M. deltoideus byl zatepován vzhledem k tomu, že má vliv na subluxaci glenohumerálního kloubu. Kinesio tape tohoto svalu může přispět ke správnému postavení ramenního pletence a lopatky, redukovat přetížení měkkých tkání, edémy a bolest. Při subluxaci může být m. deltoideus oslabený (Jaraczewska & Long, 2006). Jestliže je tape aplikován od začátku svalu směrem k jeho úponu, měl by snižovat svalovou únavu a naopak zvyšovat aktivitu svalu (Alexander, et al., 2003). Tento závěr podporují také výsledky svalové aktivity m. deltoideus našeho měření. Jak již bylo uvedeno, hlavice humeru musí být před aplikací kinesio pásky umístěna ve správném fyziologickém postavení. Kinesio tape není schopen zabránit dislokaci či subluxaci hlavice humeru, avšak poskytuje proprioceptivní zpětnou vazbu kloubním strukturám, ovlivňuje svaly a kůži ramenního pletence (Jaraczewska & Long, 2006).

M. biceps brachii

Přestože je m. biceps brachii všeobecně považován za flexor loketního kloubu a supinátor předloktí, jeho dlouhá hlava je také intraartikulární součástí glenohumerálního kloubu a podle některých autorů může přispívat k jeho stabilizaci. Pagnani et al. (1996) uvádí, že caput longum m. bicipitis brachii zabraňuje anteriornímu posunu hlavice humeru a jeho stabilizační vliv výrazně roste následkem cévní mozkové příhody. Kompresi hlavice humeru do glenoidální fossy zajišťují svaly rotátorové manžety. Jestliže je manžeta rotátorů poškozena, m. biceps brachii může částečně „převzít“ jejich funkci. Funkční ztráta bicepsu může tedy následně vést k poruše stability glenohumerálního kloubu nebo ke zhoršení klinických příznaků a vzniku bolestivého ramene. M. biceps brachii prodělal ve fylogenezi značné vývojové změny společně s tvarovými adaptacemi páteře, hrudníku a proximálního humeru v souvislosti s evolucí vzpřímené bipední postury a lokomoce.

Svaly lopatky

Lopatka má důležitý vliv na správnou funkci horní končetiny. De Palma et al. (2003) uvádí, že lopatka je klíčovým bodem pro hybnost ramenního pletence a úzce souvisí se svaly manžety rotátorů. Jestliže lopatka není správně nastavená a je pevně fixovaná vůči hrudní stěně, nevykonávají svaly rotátorové manžety správně své funkce. Kromě toho, že nestabilní a fixovaná lopatka významně ovlivňuje rozsahy pohybů ramenního pletence, může vést také ke vzniku bolestivého ramene (Lin et al., 2010). Kinesio tape může podpořit oslabené svaly a zlepšit postavení lopatky, a tím celkově zlepšit funkci paretické horní končetiny (Jaraczewska & Long, 2006).

Vzhledem k tomu, že nebylo možné zatepovat svaly lopatky jednotlivě, byl aplikován společný tzv. „Scapula tape“ pro mm. rhomboidei, dolní a střední vlákna m. trapezius, m. supraspinatus, m. serratus anterior a m. latissimus dorsi

Podle Selkowitz et al. (2007) taping lopatky u pacientů s impingement syndromem snižuje aktivitu horního trapézu, a naopak zvyšuje aktivitu trapézu dolního. Ke stejnému závěru dospěli ve své studii také Morin et al. (2009). Ti zjistili, že je svalová aktivita horního trapézu zatapované lopatky inhibována a středního trapézu facilitována. I my můžeme z výsledků našeho měření říci, že se aktivita pars descendens m. trapezii paretické strany po aplikaci kinesio tapu jednotlivých měřených situací významně zvyšovala (viz dále). Naopak podle Alexander et al. (2003) vede aplikace kinesio tapu v oblasti lopatky u zdravých jedinců ke snížené aktivitě dolního trapézu. Na druhou stranu Cools et al. (2002) nezjistili žádné významné rozdíly jednotlivých částí m. trapezius a m. serratus anterior zatapované a nezatapované lopatky. S tímto tvrzením pro m. trapezius souhlasit nemůžeme, nicméně co se týče svalové aktivity m. serratus anterior, ani v našem případě nedošlo k žádným významným změnám po aplikaci kinesio tapu (viz dále).

M. pectoralis major

M. pectoralis major primárně patří mezi thorakohumerální svaly. Vzhledem k tomu, že se upíná na crista tuberculi majoris humeri, ovlivňuje funkci horní končetiny. Jeho funkce závisí na jednotlivých částech svalu. Jelikož při fixované paži zdvihá hrudník a žebra, patří mezi pomocné inspirační svaly. U pacientů po cévní mozkové příhodě může být tento sval spastický. V našem případě jsme přítomnost spasticity m. pectoralis major nezaznamenali. Pro zatepování jsme ho zvolili zejména pro jeho

funkční vztah k hemiparetické horní končetině, ale také z důvodu případného zvýšeného napětí.

6.2 Limity měření

Probandi absolvovali celkem tři měření. První dvě měření probíhala během jednoho dne s odstupem zhruba šedesáti minut. Z toho důvodu mohou být některé výsledné hodnoty svalové aktivity druhého měření ovlivněné případnou únavou jedinců. Poté jsme nechali aplikovaný kinesio tape působit po dobu tří dnů. Někteří z probandů devítičlenné skupiny, kteří se prvních dvou měření zúčastnili v pátek, neabsolvovali do třetího závěrečného měření fyzioterapii. Hemiparetici měření během pracovního týdne následně pokračovali ihned v rehabilitaci. Proto nemůžeme říci, že případné pozitivní účinky například rozsahů pohybů a stupně spasticity paretické horní končetiny jsou dány čistě působením kinesio tapu. Po třech dnech jsme zopakovali měření naposledy. Avšak jeden ze zúčastněných probandů odmítl po druhém měření dále spolupracovat a u dalšího jedince chybí některá data posturografického vyšetření. Důvodem byla dlouhodobá technická chyba posturografu v době třetího měření tohoto probanda.

6.3 Změny posturografických parametrů po aplikaci kinesio tapu

V rámci posturografických testů jsme hodnotili Weight Bearing Squat a Motor Control Test (parametry – Weight Symmetry a Latency) u pacientů po cévní mozkové příhodě. Snažili jsme se zjistit, jak se tyto hodnoty změní po aplikaci kinesio tapu na hemiparetický ramenní pletenec.

Weight Bearing Squat

V rámci Weight Bearing Squat jsme hodnotili pouze první situaci tohoto testu – klidný bipední stoj. I přesto, že klidový stoj není v denních činnostech příliš častý a každodenní aktivity jsou spojeny obvykle s fázickou aktivitou dolních a horních končetin, jsme se rozhodli zjistit, zda a jak se změní zatížení paretické dolní končetiny v situaci, kdy nedochází ke změně polohy těžiště těla vlivem zevního silového podnětu. Sackley (1991) nebo také Laufer et al. (2003) udávají, že při klidovém

bipedním stoji zatěžují hemiparetičtí jedinci po cévní mozkové příhodě více zdravou dolní končetinu. Nicméně v našem případě nebyla symetrie zatížení dolních končetin ani při první testované situaci u všech probandů ve prospěch zdravé dolní končetiny. Jestliže však proband více zatěžoval paretickou dolní končetinu, bylo její zatížení pouze $0 \pm 3,6$ % vyšší než zatížení zdravé dolní končetiny. Při všech měřených situacích bylo zatížení dolních končetin při klidovém bipedním stoji téměř symetrické ($50 \pm 3,6$ %). Genthon et al. (2008) předpokládali, že při porovnávání zátěže paretické dolní končetiny během jednotlivých měření na tenzometrické plošině dojde s každým následujícím měřením k symetričtějšímu zatížení vzhledem k adaptaci na testovanou situaci. Výsledky našeho pozorování však nemohou tuto domněnku stoprocentně potvrdit. K statisticky významnému výsledku došlo pouze při porovnání zatížení paretické dolní končetiny mezi 1. a 3. měřením. Mohli bychom tedy předpokládat, že třídní aplikace kinesio tapu měla vliv na celkové posturální chování hemiparetiků na rozdíl od testované situace mezi 1. a 2. měřením, kdy kinesio tape působil na ramenní pletenec přibližně 20 minut. Tím by bylo možné potvrdit výsledky Kase et al., (2004), podle kterých krátkodobá pouze jednodenní aplikace kinesio tapu nemá prakticky „žádný“ účinek. Nicméně všechny průměrné hodnoty zatížení paretické dolní končetiny mezi jednotlivými měřeními svědčí o tom, že postupně docházelo ke zlepšení, a tím k symetričtějšímu zatížení obou dolních končetin při bipedním stoji.

Motor Control Test – parametr Weight Symmetry

Také při hodnocení Weight Symmetry MCT nebyla symetrie rozložení tělesné hmotnosti pro všechny testované situace prvního měření ve prospěch zdravé dolní končetiny, jak se u hemiparetických pacientů očekává (Sackley, 1991; Laufer et al., 2003; De Haart et al., 2004). Někteří z probandů více zatěžovali paretickou dolní končetinu, což je v rozporu s výsledky mnoha studií (Genthon et al., 2008; Rougier, 2007). Nicméně tato zátěž se pohybovala vždy těsně kolem 50 %, což opět svědčí o téměř symetrickém rozložení tělesné hmotnosti při stoji. Během jednotlivých měření by mělo docházet k symetričtějšímu zatížení paretické dolní končetiny vzhledem k adaptaci na translaci plošiny a ke zlepšení posturální rovnováhy (Srivastava et al., 2009; Genthon et al., 2008). Symetrie rozložení tělesné hmotnosti paretické dolní končetiny byla za dynamických podmínek nejvyrovnanější mezi druhým a třetím měřením při translaci plošiny dopředu. Tento výsledek může být ovlivněn

předpokládanou adaptací na testovanou situaci. Stejně významné zatížení jsme pozorovali opět mezi druhým a třetím měřením, avšak při translaci dozadu. Signifikantní zlepšení nastalo také při hodnocení situace mezi prvním a třetím měřením při translaci dopředu. Ve všech třech případech můžeme opět poukázat na fakt, že déletrvajících aplikací kinesio tapu má významnější vliv a účinek na správné postavení ramenního pletence, a tím i celé postury, než několikaminutový vliv mezi 1. a 2. měřením.

Motor Control Test – parametr Latency

Latence neboli reakční doba, která uplyne mezi translací plošiny a reakcí na ni, by se u zdravé dolní končetiny měla postupně s každou následující testovanou situací snižovat. A to nezávisle na směru a intenzitě translace plošiny. Z toho vyplývá, že s každou další testovanou situací by mělo dojít k zefektivnění časové odpovědi. Ke stejnému zefektivnění by však mělo dojít i u paretické dolní končetiny (Daly et al., 2011). V případě testování tohoto parametru došlo v našem případě pouze k jednomu statisticky významnému rozdílu, a to v situaci mezi 1. a 3. měřením při translaci plošiny dozadu. I v tomto případě můžeme uvažovat nad tím, že déletrvajících aplikací kinesio pásy může výrazněji ovlivnit komplexní posturální chování. Na druhou stranu je zvláštní, že ke zlepšení došlo pouze při translaci dozadu, nikoli dopředu. Tento fakt však mohl být dán krokovou strategií některých probandů jakožto reakční odpovědi na translaci dopředu. U pacientů po cévní mozkové příhodě je tato strategie relativně častá a vede k asymetrickému zatížení dolních končetin a ke změně opěrné báze vlivem pohybu těžiště těla (Mansfield et al., 2010; Shumway-Cook & Woollacott, 2001).

6.4 Aktivita svalů hemiparetického ramenního pletence po aplikaci kinesio tapu

Patogeneze v oblasti ramenního pletence může vést k abnormálnímu nastavení postury, postavení nebo pohybu hlavy, krku a horní končetiny během aktivit. Dlouhodobá patologie vede ke zkrácení a oslabení svalů. U hemiparetických pacientů zpravidla nastává vlivem svalové dysbalance decentrace glenohumerálního kloubu. Současně dochází k přetěžování určitých svalových skupin

a k insuficienci antagonistických svalů. Tím dochází ke kompenzační aktivitě svalů v rámci svalových souher celé postury. Předpokládá se, že aplikace kinesio tapu vede k normalizaci svalového tonu.

Pro hodnocení svalové aktivity jsme zvolili svaly, které se významně podílejí na pohybech ramenního pletence a stabilizaci hlavice humeru. M. deltoideus jsme zvolili pro jeho funkci hlavního flexoru a abduktoru. EMG studie ukázaly, že m. deltoideus se účastní abdukce až od 90° pohybu, kdy přebírá aktivitu místo m. supraspinatus. Dále tento sval pracuje jako pomocný zevní rotátor. Podle Thompsona (2005) však m. deltoideus především udržuje hlavici humeru uvnitř kloubní jamky, a tím zabraňuje případné subluxaci.

Dalším vybraným svalem byl m. trapezius, který slouží jako stabilizační sval pohybů ramenního pletence ve všech třech rovinách.

M. serratus anterior jsme vybrali pro jeho abdukční komponentu, stejně tak m. pectoralis major, který je pomocným abduktorem. M. serratus anterior vykonává zevní rotaci lopatky během elevace horní končetiny. Tento sval zajišťuje spojení lopatky s hrudníkem, což je pro funkci horní končetiny důležité. Při vzpažení horní končetiny sval fixuje a stáčí dolní úhel lopatky laterálně. Horní část svalu zvedá horní úhel, střední část je antagonistou a při stabilizaci synergistou pars transversalis m. trapezii, a dolní část svalu umožňuje vzpažení.

Posledním z měřených svalů byl m. triceps brachii. Tento sval patří k hlavnímu extenzoru loketního kloubu a je antagonistou spastického m. biceps brachii. Krakauer (2005) však udává, že flekční spasticita m. biceps brachii nebrání v aktivaci m. triceps brachii a extenzi v loketním kloubu.

M. trapezius

Následkem CMP je m. trapezius ve zkrácení a jeho schopnost vyvíjet napětí je ovlivněna. Včasné zjištění a ovlivnění zvýšeného napětí trapézu může mít taktéž vliv na nastavení lopatky. Střední a dolní vlákna m. trapezius jsou náchylné k přetížení, vzrůstající kontrakci a k brzké svalové únavě. Celková spolupráce svalu je nezbytná pro jeho správnou funkci. Horní trapéz táhne lopatku superiorně a mediálně. Střední vlákna trapézu lopatku stabilizují a dolní vlákna táhnou mediální okraj lopatky inferiorně. Spolupráce středních a dolních vláken trapézu napomáhá elevaci fossa

glenoidale, a tudíž přispívá ke skapulohumerálnímu rytmu, který je u pacientů po cévní mozkové příhodě narušen (Jaraczewska & Long, 2006).

Při translaci plošiny dozadu bez ohledu na její intenzitu se svalová aktivita m. trapezius ukázala jako statisticky významná v době mezi 2. a 3. měřením, tedy po třídní pauze od aplikace tapu, kdy došlo k jejímu nárůstu.

Ke stejnému závěru jsme dospěli také při zhodnocení svalové aktivity během translace dopředu bez ohledu na intenzitu podtrhu. V tomto případě však došlo k významné změně mezi 1. a 3. měřením. Je však zajímavé, že při translaci dopředu nehledě na její rychlost se na rozdíl od první měřené situace svalová aktivita m. trapezius po třídní aplikaci tapu snížila. Můžeme uvažovat nad případným přetížením svalu a následnou svalovou únavou (Jaraczewska & Long, 2006). Únava svalu mohla být způsobena také rehabilitační terapií.

Při translacích plošiny závislých na intenzitě podtrhů jsme při malých a středních podtrzích nezjistili statisticky významný rozdíl v aktivaci svalu. Naopak při translacích velké intenzity k statisticky významné změně došlo mezi 2. a 3. měřením. Zároveň u velkého podtrhu došlo k pozitivním změnám svalové aktivity mezi 1. a 3. měřením, a to během translace dopředu.

Svalová aktivita m. trapezius nebyla statisticky významná ani v jedné z měřených situací mezi 1. a 2. měřením. Na jednu stranu je třeba se zamyslet nad tím, jestli může kinesio tape ovlivnit aktivitu svalu během krátkého časového úseku či nikoli. Chang et al. (2010) uvádí, že krátkodobý účinek kinesio tapu nemá vzhledem k minimálnímu působení téměř žádný význam. V případě tohoto svalu bychom mohli s jeho tvrzením souhlasit. Nicméně na druhou stranu může být zvýšení svalové aktivity po třídní aplikaci tapu dáno i adaptací na testované situace, které již probandi absolvovali.

M. deltoideus

Vlivem narůstající hrudní kyfózy a vadného držení těla, které jsou způsobeny svalovou slabostí a nerovnováhou, dochází k nadměrnému zkrácení m. supraspinatus. M. supraspinatus spolu s ostatními svaly rotátorové manžety a m. deltoideus nemůžou udržet hlavici humeru ve fossa glenoidale a ovlivňují antero-posteriorní stabilitu ramene. Díky tomu může dojít ke snížení svalové síly, bolesti nebo impingement syndromu.

M. deltoideus při translaci plošiny dozadu bez ohledu na intenzitu podtrhu nejlépe reagoval mezi 2. a 3. měřením a 1. a 3. měřením, kdy se v obou případech zvýšila jeho svalová aktivita. Aktivita tohoto svalu mohla být umocněna také přímým vlivem tapu, protože sval byl tapován, což by mohlo potvrdit domněnku Thelen et al. (2008), kteří uvádí, že přímá aplikace pásky na sval zvyšuje účinek jejího působení. Při translacích dopředu nehledě na intenzitu podtrhu došlo u m. deltoideus k statisticky nejvýznamnějším rozdílům v jeho aktivaci. Svalová aktivita se významně změnila během všech tří měření. Průměrná aktivita tohoto svalu po bezprostřední aplikaci tapu výrazně klesla, což by mohlo znamenat, že krátkodobá aplikace kinesio tapu nemá na sval žádaný vliv (Chang et al., 2010). Na druhou stranu však můžeme uvažovat i o případné svalové a celkové únavě probanda, protože první dvě měření byly časově náročné. Nicméně mezi 2. a 3. měřením došlo k jejímu rapidnímu nárůstu a aktivita svalu byla dokonce vyšší než v případě prvotního měření. Tato skutečnost je možná dána i tím, že během třetího měření chybí elektromyografická data dvou probandů, které nebylo možné změřit.

Při translacích plošiny závislých na intenzitě jsme zjistili, že při všech třech rychlostech podtrhů m. deltoideus významně reagoval vždy mezi 1. a 3. a 2. a 3. měřením.

M. triceps brachii

Vzhledem ke spasticitě m. biceps brachii dochází k ovlivnění m. triceps brachii. U pacientů po CMP je rovnováha svalového napětí narušena ve prospěch spastických svalů se současným funkčním oslabením jejich antagonistů (Schusterová et al., 2004). M. triceps brachii (zejména jeho dlouhá hlava) je klíčovou strukturou pro rehabilitaci poruch pletencové motoriky.

Při translaci plošiny dozadu bez ohledu na intenzitu reagoval m. triceps brachii ze všech svalů nejlépe. Aktivita svalu se ukázala jako statisticky významná při všech třech hodnocených situacích. Můžeme však v tomto případě skutečně uvažovat nad tím, že flekční spasticita nemá podle Krakauer (2005) na aktivaci m. triceps brachii žádný vliv? Na druhou stranu došlo také k postupnému snížení spasticity m. biceps brachii po aplikaci kinesio tapu, kterou jsme hodnotili podle Ashworthovy modifikované škály, což může tento výsledek ovlivnit. Vzhledem k tomu, že hodnocení spasticity může být subjektivní, nemůžeme s jistotou říci, zda se aktivita

m. triceps brachii zvýšila za současného snížení spasticity m. biceps brachii či nikoli. Naopak při translaci plošiny dopředu bez ohledu na její intenzitu byla aktivita m. triceps brachii statisticky významná pouze mezi 2. a 3. měřením, tedy v období po třídní aplikaci kinesio tapu. Při translaci dopředu mohlo dojít k reaktivní odpovědi tohoto svalu na zevní podnět, a tím k nárůstu jeho aktivity.

Při translacích závislých na intenzitě se svalová aktivita m. triceps brachii ukázala jako statisticky významná při malých a velkých podtržích. Během malého podtrhu se aktivita svalu zvýšila mezi 2. a 3. měřením v obou směrech. Při translaci dozadu došlo ještě k nárůstu svalové aktivity po bezprostřední aplikaci tapu. Při velkých podtržích se svalová aktivita zvýšila mezi 2. a 3. měřením během translací v obou směrech. Naopak u středních podtrhů nedošlo k významným změnám svalové aktivity v žádné z měřených situací.

M. pectoralis major

M. pectoralis nejlépe reagoval při translaci plošiny dozadu i dopředu bez ohledu na její intenzitu mezi 2. a 3. a 1. a 3. měřením, kdy se jeho svalová aktivita zvýšila. Aktivita tohoto svalu mohla být umocněna také přímým účinkem kinesio tapu, protože sval byl tapován (Thelen et al., 2008).

Při translaci malé intenzity byla svalová aktivita statisticky významná pouze při podtržích směrem dopředu, a to s odstupem tří dnů po aplikaci pásky (1. – 3., 2. – 3. měření). Můžeme opět poukázat na případný účinek v souladu s déletrvajícím působením kinesio tapu. Stejně tak při střední intenzitě translace dopředu mezi 1. a 3. měřením došlo k nárůstu svalové aktivity m. pectoralis major. Naopak během velkých podtrhů sval reagoval pouze při podtržích dozadu, a to mezi 1. a 3. a 2. a 3. měřením. Ani v jedné z testovaných situací nebyl statisticky významný rozdíl v aktivitě svalu po bezprostřední aplikaci kinesio tapu. Je tedy možné, že ani okamžité působení pásky na sval nemá patřičný a rychlý účinek.

M. serratus anterior

Centrální porucha koordinace vede u každého hemiparetického jedince nejen ke ztrátě pohybů v glenohumerálním kloubu, ale především se manifestuje rozpadem svalové koordinace mezi ramenním pletencem a trupem. V první řadě dochází k omezení pohyblivosti lopatky po stěně hrudníku následkem oslabeného m. serratus

anterior. Po CMP dochází k nedostatečné aktivitě m. serratus anterior, jelikož je tento sval funkčně utlumený silnějšími spastickými antagonisty (m. rhomboideus minor et major, m. trapezius). To vede k nedostatečné rotaci lopatky nutné pro elevaci horní končetiny.

I přes to, že řada studií popisuje účinek kinesio tapu lopatky u hemiparetických pacientů po cévní mozkové příhodě v pozitivním slova smyslu, z výsledků diplomové práce jsme bohužel nezjistili žádné statisticky významné rozdíly v jeho aktivitě.

6.5 Aktivita svalů hemiparetického a zdravého ramenního pletence po aplikaci kinesio tapu

M. trapezius

Při translaci plošiny v obou směrech jsme u m. trapezius mezi 1. a 2. měřením zjistili postupné snížení svalové aktivity mezi paretickou a zdravou stranou. Po druhém měření došlo opět k mírnému nárůstu, nicméně svalová aktivita nebyla vyšší než při prvotním měření. Snížení pro oba svaly mezi 1. a 2. měřením může být dáno vzniklou adaptací na testovanou situaci, z tohoto pohledu má větší výtěžnost rozdíl mezi 1. a 3. měřením.

M. deltoideus

U m. deltoideus paretické i zdravé strany došlo při translaci dozadu mezi 1. a 2. měřením ke snížení aktivity svalů. Na zdravé straně byl pokles dosti znatelný. Zatímco m. deltoideus paretické strany mezi 2. a 3. měřením zvýšil svojí aktivitu, na straně zdravé došlo ještě k dalšímu snížení. Můžeme proto předpokládat, že se jednalo o adaptaci na danou situaci zdravé strany. Naopak nárůst aktivity m. deltoideus paretické strany může být v souladu s déletrvajícím působením kinesio pásky a následným snížením únavy svalu.

Při translaci plošiny dopředu jsme u m. deltoideus zdravé strany zjistili postupný pokles svalové aktivity. Na straně paretické došlo mezi 1. a 2. měřením také ke snížení svalové aktivity, nicméně po třídní aplikaci aktivita m. deltoideus výrazně narostla a její hodnota významně převýšila svalovou aktivitu prvního měření.

M. triceps brachii

Při translaci v obou směrech mezi 1. a 2. měřením se aktivita m. triceps brachii paretické i zdravé strany dosti snížila. Můžeme to přikládat jednak případné svalové a celkové únavě probandů, protože první dvě měření probíhaly v jeden den. Doba trvání prvního a druhého měření byla zhruba dvě hodiny, během kterých probandi museli zvládnout přípravu na vlastní měření, několik relativně náročných testů přístrojových měření a kineziologické vyšetření. Pokles svalové aktivity může být dán také adaptací testované situace. S odstupem tří dnů po zatepování však došlo k postupnému nárůstu aktivity svalu na paretické i zdravé straně. Nicméně výsledná hodnota svalové aktivity nepřesáhla hodnotu při prvním měření.

M. pectoralis major

Při porovnání výsledků translace plošiny v obou směrech mezi 1. a 2. měřením u m. pectoralis major jsme zjistili, že zatímco na zdravé straně došlo k mírnému úbytku aktivity svalu pravděpodobně vlivem adaptace, na straně paretické se svalová aktivita bezprostředně po aplikaci kinesio tapu výrazně zvýšila. Je možné, že prostřednictvím kinesio pásky došlo ke snížení svalové únavy a sval se více aktivoval. Na druhou stranu však působení tapu v krátkém časovém intervalu nebývá natolik efektivní. Mezi 2. a 3. měřením aktivita svalu paretické a zdravé strany vysoce narostla. Dokonce jejich výsledné hodnoty byly daleko vyšší než při prvotním měření. V tomto případě můžeme říct, že nedošlo k adaptaci na testovanou situaci ani k únavě svalu a působení kinesio tapu mělo na m. pectoralis major paretické strany pravděpodobně patřičný účinek. Vliv kinesio tapu mohl být umocněný i tím, že byl sval přímo tapován.

M. serratus anterior

U svalové aktivity m. serratus anterior při translacích dozadu a dopředu nedošlo k žádným statisticky významným výsledkům na paretické ani zdravé straně. Mezi 1. a 2. testovanou situací se aktivita svalů na obou stranách snížila. V tomto případě můžeme pomýšlet opět na to, že probandi věděli, co je čeká, anebo na celkovou únavu déletrvajícího měření. Zatímco na zdravé straně došlo po třídní pauze od aplikace tapu k nárůstu aktivity svalu, na paretické straně se aktivita zvýšila zcela nepatrně a bezvýznamně.

Ani v poslední testované situaci se m. serratus anterior neprojevil jako statisticky významný. Na paretické straně se svalová aktivita během jednotlivých měření postupně snižovala. Je možné, že „Scapula“ tape nemá vliv na všechny svaly, které jsou do tohoto tapu zavzaty, jak uvádí Kaya et al. (2010).

6.6 Klinický rozbor po aplikaci kinesio tapu

V rámci klinického vyšetření jsme porovnávali změny rozsahů pohybů a spasticity paretické horní končetiny po aplikaci kinesio tapu.

Rozsahy pohybů - goniometrie

Pro objektivní hodnocení rozsahů pohybů paretického ramenního pletence jsme využili goniometrického měření, při kterém jsme testovali pasivní i aktivní pohyby ve všech třech rovinách. EBM studie zabývající se změnou svalové síly paretického ramenního pletence po aplikaci kinesio tapu prozatím chybí.

Výzkum podobného typu provedl Chang et al. (2010). Ten však uvádí, že není možné pomocí nalepené pásky ovlivnit svalovou sílu a rozsah pohybu. Nicméně jeho studie se netýkala hemiparetických pacientů, ale zdravých jedinců. Fu et al. (2008) měl však jiný názor. Podle něj je možné zlepšit rozsah pohybu, a to prostřednictvím změny propriocepce ve smyslu aktivace svalových receptorů.

Zda má kinesio tape vliv na intenzitu bolesti a rozsah pohybu u jedinců s bolestivým ramenem po krátkodobé aplikaci, bylo cílem Thelen et al (2008). Probandi zařazení do studie byli náhodně rozděleni do dvou skupin. U jedné skupiny byl kinesio tape aplikován standardně a druhá skupina měla pásku ve smyslu placebo. Všechna měření probíhala nejprve bez kinesio tapu, poté ihned po jeho aplikaci a pak za tři a šest dnů. Výsledky ukázaly, že kinesio tape má pozitivní účinek na rozsah pohybu, který byl limitován muskuloskeletální bolestí v oblasti ramenního pletence. Statisticky významný rozdíl mezi skupinami probandů se objevil již 3. den po aplikaci. Ke zlepšení bolesti i celkové funkce horní končetiny došlo 6. den po nalepení. Nebolestivý rozsah paže do abdukce u jedinců experimentální skupiny se zlepšil ihned po aplikaci, avšak bez současného výrazného zlepšení intenzity bolesti v konečné fázi pohybu. Spekulovalo se o tom, že kinesio tape stimuluje neuromuskulární dráhy prostřednictvím zvýšeného aferentního feedbacku. Zvýšení aferentních podnětů může

vést ke zmírnění vstupu nociceptivních nervových vláken. Další možnost zlepšení pohybu může nastat v důsledku zvýšeného počtu aktivovaných motorických jednotek vzhledem ke zvýšenému proprioceptivnímu stimulu. Jestliže dojde ke snížení mechanického podráždění měkkých tkání v okolí zatepovaného ramenního pletence, může dojít k okamžitému ovlivnění rozsahu pohybu v kloubu. U probandů s placebo kinesio tapem nedošlo k žádnému ovlivnění rozsahu pohybu a bolesti, což signalizuje, že aplikace této pásky přináší neutrální efekt, jak bylo předpokládáno. Po skončení studie Thelen et al. (2008) se zlepšil zdravotní stav většiny probandů natolik, že již nepotřebovali žádnou další terapii. Nicméně sedm probandů nereagovalo na aplikaci kinesio tapu a pokračovalo v další léčbě. U tří z těchto jedinců se na magnetické rezonanci ukázalo natržení přední části a u dalších tří zadní části labrum glenoidale. U dvou probandů se 6. den měření objevila mírná, nesvědící vyrážka, která během dalších 24 – 48 hodin rozhodla o odstranění pásky. Žádné další negativní vlivy již nebyly zaznamenány. Podle této studie se předpokládá, že kinesio tape může vést k větším kloubním rozsahům ramenního pletence.

S tímto tvrzením můžeme také souhlasit. Podle našich výsledků jsme totiž zjistili, že došlo ke statisticky významnému zlepšení všech aktivních pohybů a pasivní abdukce a zevní rotace po třídní aplikaci kinesio tapu. Ve všech měřených situacích byl zaznamenán nárůst průměrných hodnot, což svědčí o zvýšeném rozsahu pohybu v jednotlivých rovinách a podpoře argumentů studie. Na druhou stranu však na rozdíl od Thelen et al. (2008) nemůžeme říci, že by probandi již dále nepotřebovali žádnou terapii a aplikovaný kinesio tape je „znovu postavil na nohy“. Můžeme však souhlasit s tím, že zvýšený rozsah v kloubu již nebyl doprovázen subjektivním pocitem bolesti. Ke stejnému závěru dospěli také García – Muro et al. (2009), kteří po třídní aplikaci kinesio tapu avšak u jedinců s pouze bolestivým ramenem zjistili zlepšení aktivní abdukce, flexe a zevní rotace. Na rozdíl od našich výsledků u nich nedošlo ke zvýšení pasivních pohybů ani v jedné ze tří rovin.

Spasticita

Z důvodu hodnocení spasticity m. biceps brachii jsme využili Ashworthovu modifikovanou škálu. Nicméně její velkou nevýhodou může být subjektivnost a fakt, že posuzuje pouze pasivní složku, nikoli aktivní. Spasticita se vždy projeví v motorickém projevu, který je daleko lépe hodnotitelný než pasivní vyšetření.

Metody, které hodnotí posturu, motorický projev a reflexní reakce jsou pro objektivizaci svalového tonu přínosnější, jelikož hodnotí cílené motorické chování, a tím posuzují poruchu svalového napětí v cílené funkci, nikoli pasivně.

Kase (2003) uvádí, že kinesio tape má jak facilitací, tak inhibiční účinek na svalové napětí. Záleží však na tom, jakým způsobem je aplikován. Alexander et al. (2003) uvádí, že páska nalepená přes svalové břicho m. biceps brachii sval inhibuje. V našem případě byl tape aplikován stejným způsobem a byl nalepen tak, aby došlo k co nejmenšímu, pokud možno k žádnému napětí svalu za současné stabilizace ramenního pletence. Tím by mělo docházet ke zmírnění svalového tonu (Morrissey, 2000).

Podle konečných výsledků můžeme říct, že je ovlivnění spasticity po aplikaci kinesio pásky statisticky významné. U pěti probandů došlo mezi prvním a druhým měřením ke snížení svalového napětí o jeden stupeň. Nicméně u tří jedinců se stupeň spasticity vůbec nezměnil. Za pozitivní však považujeme, že u nikoho z účastníků studie se spasticita m. biceps brachii po třídní aplikaci pásky nezvýšila. Protože byl m. biceps brachii po prvním měření zatepován, může být snížení svalového tonu dáno právě i přímým účinkem kinesio tapu (Thelen et al., 2008). Na druhou stranu nesmíme zapomínat na rehabilitační terapii, ve které většina probandů mezi měřeními pokračovala, a která mohla stupeň spasticity m. biceps brachii také ovlivnit.

ZÁVĚR

Hlavním cílem zkoumání vlivu kinesio tapu hemiparetického ramenního pletence na posturální chování je pochopení jeho účinku a následná aplikace do klinické praxe. Dosavadní studie týkající se této problematiky jsou stále nedostačující, a pokud již existují, jsou v zásadě velmi rozmanité. Mnohdy se setkáváme s rozlišnou metodikou, skupinou probandů nebo rozdílným cílem pozorování. Závěry dosavadních studií jsou obvykle postaveny na rozdílných principech a je téměř nemožné zohlednit podstatu a vliv kinesio tapu hemiparetického ramenního pletence na posturální chování.

Diplomová práce byla zaměřena na změny komplexního posturálního chování hemiparetických jedinců po aplikaci kinesio tapu na ramenní pletenec postižené strany. Na základě znění vědeckých otázek a získaných výsledků můžeme sestavit pořadí významnosti jednotlivých testovaných situací.

Zlepšení zatížení paretické dolní končetiny během klidového bipedního stoje posturografického testu Weight Bearing Squat bylo nejvýznamnější mezi prvním a třetím měřením, tedy po třídní aplikaci kinesio tapu. Ke stejnému závěru jsme dospěli také při hodnocení parametrů Weight Symmetry a Latency testu Motor Control. I v těchto dvou případech jsme zjistili, že porovnání výsledků bez aplikovaného kinesio tapu a po třech dnech od aplikace přineslo statisticky nejvýznamnější změny.

V rámci svalové aktivity paretického ramenního pletence po aplikaci kinesio tapu došlo ke statisticky nejvýznamnějším rozdílům u m. deltoideus. Aktivita tohoto svalu se nejvýrazněji měnila vždy po třídní aplikaci pásky (mezi 2. a 3., 1. a 3. měřením). Naopak u svalové aktivity m. serratus anterior jsme podle našich výsledků nezaznamenali žádné statisticky významné rozdíly.

Nejvýraznější změny svalových aktivit nastaly mezi druhým a třetím měřením. Naopak mezi prvním a druhým měřením, která probíhala v jeden den v rozmezí zhruba šedesáti minut, nedošlo k mnoha významným změnám. Mezi 1. a 2. měřením byl statisticky nejvýznamnější rozdíl v aktivitě m. triceps brachii.

Při porovnání svalové aktivity paretického a zdravého ramenního pletence po aplikaci kinesio tapu na postižené straně jsme dospěli k závěru, že statisticky nejvýraznější změny nastaly u m. deltoideus, kdy aktivita svalu postupně narůstala.

Stejně jako při porovnávání rozdílů pouze paretické strany také v tomto případě jsme nezjistili žádné významné změny mezi aktivitou m. serratus anterior paretické a zdravé strany. V rámci měřených situací došlo k nejméně významným změnám během třetích měření, porovnáme – li získané hodnoty paretického a zdravého ramenního pletence.

Z klinického vyšetření kloubních rozsahů jsme zaznamenali, že se významně zvýšil aktivní pohyb paretické horní končetiny do zevní rotace. Spasticita m. biceps brachii se po aplikaci kinesio tapu u pěti probandů snížila o jeden stupeň. Pozitivní je i to, že u žádného z probandů nedošlo po třídním působení tapu k nárůstu svalového tonu.

Závěrem můžeme říci, že kinesio tape, jakožto doplňková terapie v kombinaci s fyzioterapií, může vést ke zlepšení komplexního posturálního chování u hemiparetických pacientů.

REFERENČNÍ SEZNAM

ADLER, S. S., BACKER, D., BUCK, M. *PNF in practise*. 3rd edition. 2008, p. 300. 215. ISBN 978-3-540-73901-2.

ALEXANDER, C. M. et al. Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Manual Therapy: an international journal of muskuloskeletal therapy*. 2003, vol. 8, issue 1, p. 37 – 41.

AMARENCO, P. et al. Effects of intense LDL-C reduction in patients with stroke or transient ischemic attack: the Stroke Prevention by Aggressive Reduction in Cholesterol Levels (SPARCL) trial. *Stroke*. 2007, vol. 38, p. 3198 – 3204.

ANDREWS, A. W., BOHANNON, A. Distribution of muscle strength impairments following stroke. *Clinical Rehabilitation*. 2000, vol. 14, p. 79 – 87.

BARCLAY - GODDARD, R. et al. Force Platform Feedback for Standing Balance Training After Stroke. 2005, vol. 36, p. 412 – 413.

BOBATH, B. *Adult Hemiplegia: Evaluation and Treatment*. 3rd edition. England: Oxford, Butterworth – Heinmann Ltd., 1991. p. 185. ISBN: 075060168X.

BONNAN, I. V. et al. Reliance on Visual Information After Stroke. Part II: Effectiveness of a Balance Rehabilitation Program With Visual Cue Deprivation After Stroke: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004, vol. 85, no. 2, p. 274 – 278.

BRAGG, R. W. et al. Failure and fatigue characteristics of adhesive athletic tape. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2002, vol. 34, no. 3, p. 403 – 410.

BRUTHANS, J. Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod. *Remedia* [online]. 2010. [cit. 2010-12-04]. Dostupné na WWW: <<http://www.remedia.cz/Clanky/Prehledy-nazory-diskuse/Epidemiologie-a-prognoza-cevnich-mozkovych-prihod/6-F-Bn.magarticle.aspx>>.

ČAKRT, O. Kinetická analýza. In Kolář, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN: 978-80-7262-657-1.

DALY, J. J. et al. Abnormal Leg Muscle Latencies and Relationship to Dyscoordination and Walking Disability after Stroke. *Rehabilitation Research and Practise*. 2011, vol. 2, p. 1 – 8.

De LUCA, C. J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*. 1997, vol. 13, no. 2, p. 135 – 163.

De OLIVEIRA, C. B. et.al. Balance control in hemiparetic stroke patients: Main tools for evaluation. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2008, vol. 45, no. 8, p. 1215 – 1226.

De HAART, M. et al. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: A rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004, vol. 86, p. 886 – 895.

De PALMA, M. J., JOHNSON, E. W.: Detecting and treating shoulder impingement syndrome - The role of scapulothoracic dyskinesia. *The physican and sports medicine*. 2003, vol. 31, no. 7, p. 25 – 32.

DUNCAN, P. et al. Similar motor recovery of upper and lower extremities after stroke. *Stroke* [online]. 1994, vol. 25, p. 1181 – 1188. [cit. 2010-09-20]. Dostupné na WWW: <<http://stroke.ahajournals.org/cgi/reprint/25/6/1181>>.

FU, T. C. et al. Effect of Kinesio taping on muscle strenght in athletes – A pilot study. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2008, vol. 11, p. 198 – 201. [cit. 2010-08-22]. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17588814>>.

GARCÍA – MURO, F. et al. Treatment of myofascial pain in shoulder with Kinesio Taping. Case report. *Manual Therapy*. 2009, vol. 15, no. 3, p. 292 – 295.

GENTHON, N. et al. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke* [online]. 2008, vol. 39, p. 1793 – 1799. [cit. 2010-09-20]. Dostupné na WWW: <<http://stroke.ahajournals.org/cgi/reprint/STROKEAHA.107.497701v1>>.

GENTHON, N. et al. Posturography in Patients With Stroke. *Stroke*. 2008, vol. 39, p. 489 – 491.

GEURTS, A. et al. A review of standing balance recovery from stroke. 2005. *Gait & Posture* [online]. 2005, vol. 22., p. 267 – 281. [cit. 2011-01-05]. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16214666>>.

GOLDIE, P. et al. Performance in the stability limits test during rehabilitation following Stroke. *Gait & Posture* [online]. 1996, vol. 4, p. 315 – 322. [cit. 2010-01-05]. Dostupné na WWW: <[http://www.gaitposture.com/article/0966-6362\(95\)01059-9/](http://www.gaitposture.com/article/0966-6362(95)01059-9/)>.

HALSETH, T. et al. The effects of kinesio taping on proprioception at the ankle. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2004, vol. 3, p. 1 – 7.

HANGER, H. C. et. al. A randomized controlled trial of strapping to prevent post stroke shoulder pain. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2000, vol. 14, p. 370 – 380. [cit. 2010-08-22]. Dostupné na WWW: <<https://www.cebp.nl/media/m966.pdf>>.

HLUŠTÍK P., MAYER, M. Ruka u hemiparetického pacienta. *Neurofyziologie, patofyziologie, rehabilitace*. 2004

HLUŠTÍK, P. et al. Multimodal evaluation of the effects of physiotherapy on stroke patients with upperlimb involvement. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis. Gymnica*. 2007, vol. 37, no 4, p. 11 – 16.

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

HORAK, F. B. Clinical assessment of balance disorders. *Gait & Posture* [online]. 1997, vol. 6, p. 76 – 84. [cit. 2010-11-7]. Dostupné z WWW: <<http://www1.elsevier.com/homepage/sab/gait/review.html>>.

CHANG, H. Y. et al. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Physical Therapy in Sport*. 2010, vol. 11, p. 122 – 127.

JARACZEWSKA, E., LONG, C. Kinesio Taping in Stroke: Improving Functional Use of the Upper Extremity in Hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 2006, vol. 13, p. 31-42.

JENKINS, D. B. *Hollinshead's Functional Anatomy of the Limbs and Back*. 8th edition. Philadelphia: WB Saunders Co, 2002. s. 479. ISBN: 0-7216-9265-6.

KASE, K., WALLIS, J., KASE, T. *Clinical therapeutic applications of the kinesio taping method*. Tokyo: Japan, Ken Ikai Co. Ltd., 2004. p. 348. ISBN: 978-1-528725-68-2.

KASE, K. et al. *Changes in the Volume of the Peripheral Blood Flow by using KinesioTaping®* [online]. 1998. [cit. 2011-01-14]. Dostupné z WWW: <http://www.sportmedicine.ru/articles/changes_in_the_volume_of_the_peripheral_blood_flow_by_using_kinesio_taping.htm>

KASE, K. et al. Development of kinesio tape. *Kinesio Taping Perfekt Manual – Amazing Taping Therapy to Eliminate Pain and Muscle Disorders*. Japan: Kinesio Taping Association, 2003. s. 117 – 118. ISBN: 0972159061.

KASMAN, G. S., CRAM, J. R., WOLF, S. L. *Clinical applications in surface electromyography*. Maryland: Aspen Publishers, Inc. Gaithersburg, 1998. p. 415. ISBN: 0-8342-0752-4.

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, no. 2, p. 201 – 207.

KOHAN, A. H. et al. Comparison of Modified Ashworth Scale and Hoffmann Reflex in Study of Spasticity. *Acta Medica Iranica*. 2009, vol. 48, p. 154 – 157.

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

KOLÁŘOVÁ, B.: *Povrchová elektromyografie*. Přednáška v rámci předmětu Kineziologická laboratoř. Olomouc, 2010.

KOLLEN, B. J. et al. *The Effectiveness of the Bobath Concept in Stroke Rehabilitation* [online]. [cit. 2010-09-17]. Dostupné na WWW: <<http://stroke.ahajournals.org/cgi/content/full/40/4/e89>>.

KRAKAUER, J. W. Arm function after stroke: from physiology to recovery. *Seminars in neurology*. 2005, vol. 4, no. 25.

KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002. 230 s. ISBN 80-246-0350-0.

KROBOT, A. Rehabilitace ramenního pletence u hemiparetických nemocných. *Neurologie pro praxi*. [online]. 2005, roč. 6, č. 6, s. 284 – 289 [cit. 2010-08-22]. Dostupné na WWW: <<http://www.solen.cz/pdfs/neu/2005/06/03.pdf>>.

KUTÍN, M. et al. *Vojtova reflexní lokomoce*. Přednáška 14 denního kurzu v rámci předmětu Klinická kinezioterapie. Olomouc, 2011.

LAUFER, Y. et al. Standing balance and functional recovery of patients with right and left hemiparesis in the early stages of rehabilitation. *Neurorehabilitation & Neural Repair*. 2003, vol. 17, p. 207 – 213.

LAWRENCE, E. et al. Estimates of the prevalence of acute stroke impairments and disability in a multiethnic population. *Stroke*. 2001 vol. 32, p. 1279 – 1284.

LIN, J., HUNG, C., YANG, P. The Effects of Scapular Taping on Electromyographic Muscle Activity and Proprioception Feedback in Healthy Shoulders. *Journal and Orthopaedic Research* [online]. 2010, vol. 29, no. 1, p. 53 – 57. [cit. 2011-01-14]. Dostupné na WWW: <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/jor.21146/pdf>>.

MALHOTRA, S. et al. An investigation into the agreement between clinical, biomechanical and neurophysiological measures of spasticity. *Clinical Rehabilitation*. 2008, vol. 22, p. 1105 – 1115.

MANSFIELD, A. et al. Between-limb synchronization for control of standing balance in individuals with stroke. *Clinical Biomechanics*. 2010, vol. 26, p. 312 – 317.

MORIN, G. E., TIBERIO, D., AUSTIN, G. The effect of upper trapezius taping on electromyographic activity in the upper and middle trapezius region. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2009, vol. 6, no. 4, p. 309 – 318.

MORRISSEY, D. Proprioceptive shoulder taping. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2000, vol. 4, p. 189 – 194.

MUMENTHALER, M., MATTLE, H. *Neurology*. 4. Edition. Germany: Gramlich Pliezhausen, 2004. s. 652. ISBN: 3-13-523904-7.

MURRAY, H., HUSK, L. The Effect of Kinesio Taping on proprioception in the ankle. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2001, vol. 31, p. 1 – 7.

NELSON, L. A. The Role of Biofeedback in Stroke Rehabilitation: Past and Future Directions. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 2007, vol. 14, p. 59 – 66.

NEVŠÍMALOVÁ, S, RŮŽIČKA, E., TICHÝ, J. et al. *Neurologie*. Praha: Galén, 2005, s. 366. ISBN: 80-7262-160-2.

NIESSEN, M. H. et al. Proprioception of the Shoulder After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008, vol. 89, no. 2, p. 333 – 338.

NIESSEN, M. H. et al. Relationship Among Shoulder Proprioception, Kinematics, and Pain After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2009, vol. 90, p. 1557 – 1564.

NIRKKO, A. C. et al. Different ipsilateral representations for distal and proximal movements in the sensorimotor cortex: Activation and deactivation patterns. *Neuroimage*. 2001, vol. 13, p. 825 – 835.

NOLAN, K. J. et al. Objective Assessment of Functional Ambulation in Adults with Hemiplegia using Ankle Foot Orthotics after Stroke. *Physical Medicine and Rehabilitation*. 2009, vol. 1, no. 6, p. 524 – 529.

OPAJSKÝ, J. Bolesti po cévních mozkových příhodách. *Bolest*. 2007a, č. 3, s. 133 – 137.

OPAJSKÝ, J. et al. Diagnostika poruch senzomotorických funkcí ruky pacientů po ischemické cévní mozkové příhodě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2007b, roč. 14, č. 3, s. 114 – 121.

OSTERHUES, D. J. The use of Kinesio Taping in the management of traumatic patella dislocation. A case study. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2004, vol. 20, p. 267 – 270.

PACI, M. et al. Glenohumeral subluxation in hemiplegia: An overview. *Journal of Rehabilitation Research & Development*. 2005, vol. 42, no. 4, p. 557 – 568.

PAGNANI, M. J. Role of the long head of the biceps brachii in glenohumeral stability: A biomechanical study in cadavera. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1996, vol. 5, p. 255 – 262.

PAILLEX, R., SO, A. Changes in the standing posture of stroke patients during rehabilitation. 2005. *Gait & Posture*. 2005, vol. 21, p. 403 – 409.

PULLMAN, S. L. et al. Clinical utility of surface EMG. *Neurology*. 2000, vol. 55, p. 171 – 177.

REDFERN, M. S., YARDLEY, L., BRONSTEIN, A. M. Visual influences on balance. *Journal of anxiety disorders*. 2001, vol. 15, p. 81 – 94.

RIEMANN, B. L., LEPHART, S. M. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*. 2002, vol. 37, p. 71 – 79.

RODOVÁ, D. et al. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, č. 4, s. 173 – 177.

ROUGIER, P. R. Relative contribution of the pressure variations under the feet and body weight distribution over both legs in the control of upright stance. *Journal of Biomechanics*. 2007, vol. 40, issue 11, p. 2477-2482.

SACKLEY C. M. Falls, sway, and symmetry of weight-bearing after stroke. *International disability studies* [online]. 1991, vol. 13, p. 1 – 4. [cit. 2011-01-14].
Dostupné na WWW:
<<http://informahealthcare.com/doi/abs/10.3109/03790799109166267>>.

SELKOWITZ, D. M. et al. The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals with suspected shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2007, vol. 37, no. 11, p. 694 – 702.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. *Motor control: theory and practical applications*. 2. vyd. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2001. p. 614. ISBN 068330643X.

SCHLEIP, R. Fascial plasticity. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2003, vol. 7, no. 1, p. 11 – 19.

SCHUSTEROVÁ, B. et al. Podstata a cíle léčební rehabilitace ramenního pletence u hemiparetika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, roč. 11, č. 1, s. 52 – 58.

SIMONEAU, G. G. et al. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Posture and gait*. 1995, vol. 3, p. 115 – 122.

SLUPIK, A. et al. Effect of kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. *Orthopedy, Traumatology, Rehabilitation* [online]. 2007, vol. 9, no. 6, p. 644 – 651. [cit. 2010-08-22]. Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18227756>>.

SOMMERFELD, D. K. et al. Spasticity After Stroke Its Occurrence and Association With Motor Impairments and Activity Limitations [online]. 2004. [cit. 2010-10-11]. Dostupné na WWW: <<http://stroke.ahajournals.org/cgi/reprint/35/1/139>>.

SRIVASTAVA, A. et al. Post-stroke balance training: Role of force platform with visual feedback technique. *Journal of the Neurological Sciences* [online]. 2009, vol. 28, no. 7, p. 89 – 93. [cit. 2011-01-14]. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com/science?_ob=ArticleURL&_udi=B6T06-4X5HY9F-7&_user=10&_coverDate=12%2F15%2F2009&_rdoc=1&_fmt=high&_orig=gateway&_origin=gateway&_sort=d&_docanchor=&view=c&_acct=C000050221&_version=1&_urlVersion=0&_userid=10&md5=1737812225ea9317451d4d874cad42d1&searchtype=a>.

STEVENSON, V. L. Spasticity management. *Clinical Rehabilitation*. 2010, vol. 24, p. 293 –304.

THELEN, M. D. et al. The Clinical Efficacy of Kinesio Tape for Shoulder Pain: a randomized double – blinded, clinical trial. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2008, vol. 38, no. 7, p. 389 – 395.

THOMPSON, A. J. et al. Clinical management of spasticity. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* [online]. 2005, vol. 75. [cit 2010-09-04]. Dostupné na WWW: <<http://jnnp.bmj.com/cgi/content/full/76/4>>.

TURNER – STOKES, L., JACKSON D. Shoulder pain after stroke: a review of the evidence base to inform the development of an integrated care pathway. *Clinical Rehabilitation* [online]. 2002, vol. 16, no. 3, p. 276 – 298. [cit. 2010-08-22]. Dostupné na WWW: <<http://cre.sagepub.com/content/16/3/276.full.pdf+html>>.

TYSON, S. F. et al. Distribution of weakness in the upper and lower limbs post – stroke. *Disability and Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 28, no. 11, p. 715 – 719. [cit. 2010-01-14]. Dostupné na WWW: <<http://informahealthcare.com/doi/abs/10.1080/09638280500301584>>.

TYSON, S. F. et al. What is Bobath? A survey of UK stroke physiotherapists' perceptions of the content of the Bobath concept to treat postural control and mobility problems after stroke. *Disability and Rehabilitation* [online]. 2009, vol. 31, no. 6, p. 448 – 457. [cit. 2010-12-07]. Dostupné na WWW: <<http://informahealthcare.com/doi/abs/10.1080/09638280802103621>>.

VALOUCHOVÁ, P., ZEDKA, M. Elektromyografická analýza v biomechanice. In *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN: 978-80-7262-657-1.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita: terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč. 9, č. 4, s. 115 – 121.

VÉLE, F.: *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšíření a přepracované vyd. Praha: Triton, 2006, s. 375. ISBN 80-7254-837-9.

VISSER, J. E. et al. The clinical utility of posturography. *Clinical Neuropsychology*. 2008, vol. 119, p. 2424 – 2436.

YASUKAWA, A., PATEL, P., SISUNG, C. The functional effects of Kinesio Taping in acute pediatric rehabilitation setting as measured by the Melbourne Assessment. [online] [cit. 2010-08-22]. Dostupné na WWW: <<http://www.advancemed.co.il/userfiles/file/Kinesio%20Articles/PED/Effects%20KT%20on%20Acute%20Ped%20Rehab%20Setting.pdf>>.

ZOUNKOVÁ, I., ŠAFÁŘOVÁ, M. Vojtův princip: reflexní lokomoce. In Kolář, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN: 978-80-7262-657-1.

SEZNAM ZKRATEK

a.	arterie
AH	aktivační hodnota
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
COG	Centre of Gravity
COM	Centre of Mass
COP	Centre of Pressure
EBM	Evidence Based Medicine
EMG	elektromyografie
GH	glenohumerální
iCMP	ischemická cévní mozková příhoda
m.	musculus
MCT	Motor Control Test
MEAN	průměrná hodnota
mm.	musculi
PDK	paretická dolní končetina
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
PS	posturální stabilita
RMS	Root Mean Square
SMODCH	směrodatná odchylka
TIA	tranzitorní ischemická ataka

TIP	tonus ovlivňující vzory
tzv.	takzvaný
WBS	Weight Bearing Squat
WS	Weight Symmetry
ZDK	zdravá dolní končetina

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Počet hospitalizovaných v České republice po CMP v letech 1986 – 2007 (Bruthans, 2010).....	17
Obrázek 2. Vývoj standardizované mortality v České republice v letech 1989 – 2007 (Bruthans, 2010).....	18
Obrázek 3. Wernick – Mannovo držení (Kolář et al., 2009).....	21
Obrázek 4. Schématické znázornění jednotlivých komponent posturální stability (Horak, 1997).....	40
Obrázek 5. Pohybové strategie k udržení posturální stability (Shumway-Cook & Woollacott, 2001).....	43
Obrázek 6a. Zataповané svaly – m. deltoideus, „Scapula“ tape (2011).....	51
Obrázek 6b. Zataповané svaly – m. biceps brachii, m. pectoralis major (2011).....	52
Obrázek 7. Protipohyb při translaci dozadu a dopředu (upraveno dle http://resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment/mct.aspx , cit. 27. 4. 2011).....	54

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1. Kardiovaskulární mortalita v České republice v roce 2005 (upraveno dle Bruthans, 2010).....	19
Graf 2. Incidence cévní mozkové příhody v roce 2009 (anonym, 2009, upraveno dle http://www.cmp.cz/jnp/cz/pece_o_cmp_v_cr/narodni_cerebrovaskularni_program.html , cit. 27. 4. 2011).....	19
Graf 3. Průměrné hodnoty m. trapezius paretické a zdravé strany při translaci dozadu MCT během všech měření.....	76
Graf 4. Průměrné hodnoty m. deltoideus paretické a zdravé strany při translaci dozadu MCT během všech měření.....	76
Graf 5. Průměrné hodnoty m. triceps brachii paretické a zdravé strany při translaci dozadu MCT během všech měření.....	77
Graf 6. Průměrné hodnoty m. pectoralis major paretické a zdravé strany při translaci dozadu MCT během všech měření.....	77
Graf 7. Průměrné hodnoty m. serratus anterior paretické a zdravé strany při translaci dozadu MCT během všech měření.....	78
Graf 8. Průměrné hodnoty m. trapezius paretické a zdravé strany při translaci dopředu MCT během všech měření.....	80
Graf 9. Průměrné hodnoty m. deltoideus paretické a zdravé strany při translaci dopředu MCT během všech měření.....	81
Graf 10. Průměrné hodnoty m. triceps brachii paretické a zdravé strany při translaci dopředu MCT během všech měření.....	81
Graf 11. Průměrné hodnoty m. pectoralis major paretické a zdravé strany při translaci dopředu MCT během všech měření.....	82
Graf 12. Průměrné hodnoty m. serratus anterior paretické a zdravé strany při translaci dopředu MCT během všech měření.....	82

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Základní statistické veličiny procentuálního zatížení paretické dolní končetiny při bipedním stoji podle Studentova párového dvouvýběrového t testu.....	58
Tabulka 2. Popisná statistika procentuálního zatížení paretické dolní končetiny při bipedním stoji.....	59
Tabulka 3. Základní statistické veličiny pro distribuci zátěže paretické dolní končetiny při bipedním stoji podle Studentova párového dvouvýběrového t testu.....	60
Tabulka 4. Popisná statistika pro distribuci zátěže paretické dolní končetiny při bipedním stoji.....	60
Tabulka 5. Základní statistické veličiny pro latenci posturálních reakcí paretické dolní končetiny při bipedním stoji podle Studentova párového dvouvýběrového t testu.....	61
Tabulka 6. Popisná statistika latence posturálních reakcí paretické dolní končetiny při bipedním stoji.....	61
Tabulka 7. Základní statistické veličiny svalové aktivity při translaci dozadu MCT bez ohledu na jejich intenzitu podle Wilcoxonova párového testu.....	63
Tabulka 8. Popisná statistika pro translaci dozadu MCT bez ohledu na intenzitu translace během jednotlivých měření.....	64
Tabulka 9. Základní statistické veličiny svalové aktivity při translaci dopředu MCT bez ohledu na jejich intenzitu podle Wilcoxonova párového testu.....	65
Tabulka 10. Popisná statistika pro translaci dopředu MCT bez ohledu na intenzitu translace během jednotlivých měření.....	66
Tabulka 11. Základní statistické veličiny pro svalovou aktivitu při translaci malé intenzity MCT podle Wilcoxonova párového testu.....	68
Tabulka 12. Popisná statistika svalové aktivity při translaci malé intenzity.....	68
Tabulka 13. Základní statistické veličiny pro svalovou aktivitu při translaci střední intenzity MCT podle Wilcoxonova párového testu.....	70

Tabulka 14. Popisná statistika svalové aktivity při translaci střední intenzity.....	70
Tabulka 15. Základní statistické veličiny pro svalovou aktivitu při translaci velké intenzity MCT podle Wilcoxonova párového testu.....	72
Tabulka 16. Popisná statistika svalové aktivity při translaci velké intenzity.....	73
Tabulka 17. Základní statistické veličiny pro porovnání svalové aktivity paretického a zdravého ramenního pletence při translaci dozadu MCT bez ohledu na intenzitu translací podle Wilcoxonova párového testu.....	75
Tabulka 18. Popisná statistika svalové aktivity paretického a zdravého ramenního pletence při translaci dozadu MCT bez ohledu na intenzitu translací.....	75
Tabulka 19. Základní statistické veličiny pro porovnání svalové aktivity paretického a zdravého ramenního pletence při translaci dopředu MCT bez ohledu na intenzitu translací podle Wilcoxonova párového testu.....	79
Tabulka 20. Popisná statistika svalové aktivity paretického a zdravého ramenního pletence při translaci dopředu MCT bez ohledu na intenzitu translací.....	80
Tabulka 21. Základní statistické veličiny pro porovnání rozsahů aktivních a pasivních pohybů hemiparetického ramenního pletence podle Studentova párového dvouvýběrového t testu.....	84
Tabulka 22. Popisná statistika rozsahů pohybů paretického ramenního pletence.....	84
Tabulka 23. Testová statistika pro spasticitu m. biceps brachii podle Wilcoxonova párového testu.....	85
Tabulka 24. Pořadí testovaných dat spasticity m. biceps brachii podle Wilcoxonova testu.....	85
Tabulka 25. Popisná statistika spasticity m. biceps brachii.....	85

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Základní anamnestické údaje probandů.....	120
Příloha 2. Vstupní a výstupní kineziologický rozbor probanda.....	121
Příloha 3. Poučení a souhlas probanda.....	122
Příloha 4. Výsledky klinických testování.....	126
Příloha 5. Měření pomocí povrchové elektromyografie.....	127

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 posturografického a elektromyografického vyšetření v kineziologické laboratoři FN Olomouc, a dále s klinicko – kineziologickým vyšetřením pro měření na diplomovou práci s názvem Kinesio taping ramenního pletence u hemiparetických pacientů a jeho vliv na posturální chování, kterou zpracovává Bc. Barbora Hellebrandová pod vedením Mgr. Barbory Kolářové.

Byl/a jsem srozumitelně a podrobně seznámen/a s průběhem všech vyšetření a souhlasím s jejich provedením. Dále souhlasím s nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném a anonymním použití získaných údajů s respektováním osobních dat.

V Olomouci dne

Podpis.....

Příloha 2. Základní anamnestické údaje probandů

Proband	Paretická strana	Věk	Výška (cm)	Váha (kg)	Počet dnů od vznikuCMP
1	L	43	178	89	41
2	P	52	178	74	15
3	P	54	168	70	25
4	P	55	176	110	22
5	L	63	180	78	38
6	L	59	174	86	19
7	L	55	189	83	35
8	P	64	188	84	10
9	P	66	175	94	100
průměr		56,78	178,44	85,33	33,89
smodch		7,14	6,64	11,84	26,95

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

Příloha 3. Vstupní a výstupní kineziologický rozbor probanda

Vstupní – výstupní kineziologický rozbor

Proband

Datum narození

Pohlaví: žena – muž

Typ CMP

Datum vzniku CMP

Dominantní strana

Datum vyšetření

Anamnéza

- OA

- NO

Kineziologické vyšetření

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

Čítí

Povrchové ANO NE

Hluboké ANO NE

Trofika

Svalový tonus hypotonus normotonus hypertonus

Spasticita - Modifikovaná Ashworthova škála

Reflexy hyporeflexie normoreflexie hyperreflexie

Pyramidové jevy

Mozečkové příznaky zkouška taxe ANO NE

diadochokinéza adiadochokinéza

Trup

Propojení horní – dolní trup NE trochu ANO

Stabilita

SED: předo - zadní ANO NE

SED: latero - laterální ANO NE

STOJ: předo - zadní ANO NE

STOJ: latero - laterální ANO NE

Ramenní pletenec – vyšetření rozsahu pohybů pomocí goniometru

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

SH rytmus ne stěží přiměřeně lehce OK

Substituce, souhyby, asociované reakce, reflexní změny:

NE ANO – jaké

Joint – play

GH skloubení	ANO (pruži)	NE (nepruži)
AC skloubení	ANO	NE
SC skloubení	ANO	NE

Jemná motorika – testování úchopů

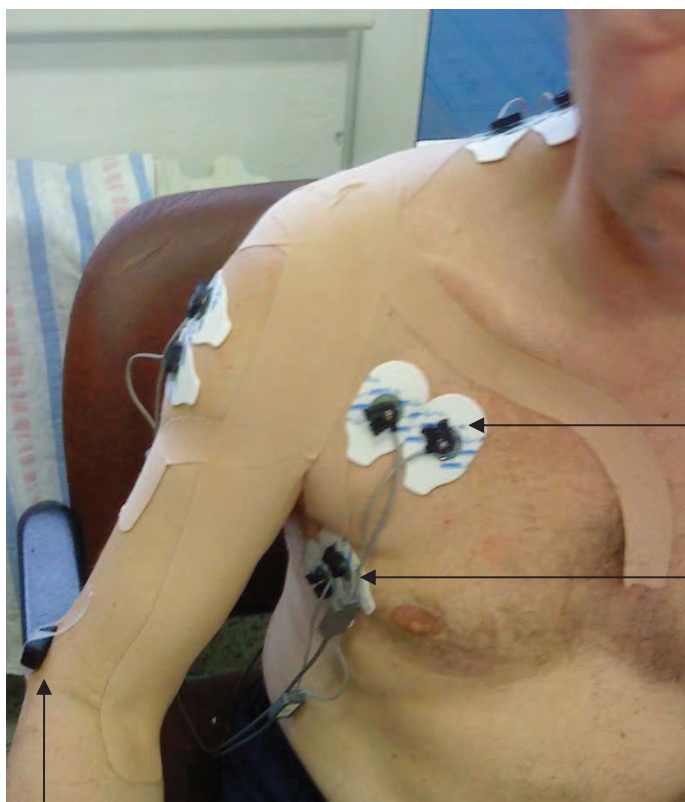
Špetka	ne	těžší	přiměřeně	lehce	OK
Válec	ne	těžší	přiměřeně	lehce	OK
Palec a ukazovák	ne	těžší	přiměřeně	lehce	OK
Palec – prostředník	ne	těžší	přiměřeně	lehce	OK
Palec – malík	ne	těžší	přiměřeně	lehce	OK

Příloha 4. Výsledky klinických testování

Rozsahy pohybů hemiparetického ramenního pletence (stupně)										
Měření	Pohyb	Probandi								
		1	2	3	4	5	6	7	8	9
1.	Flexe (aktivně)	95	5	120	100	110	125	120	170	20
2.	Flexe (aktivně)	x	10	135	110	130	170	125	175	20
1.	Flexe (pasivně)	100	110	180	105	130	150	140	120	95
2.	Flexe (pasivně)	x	115	180	115	135	160	145	175	100
1.	Abdukce (aktivně)	90	0	90	90	85	100	90	45	120
2.	Abdukce (aktivně)	x	5	110	95	100	110	100	85	130
1.	Abdukce (pasivně)	85	100	105	105	100	110	105	100	65
2.	Abdukce (pasivně)	x	105	120	110	105	170	110	155	80
1.	Zevní rotace (aktivně)	30	40	40	20	45	50	50	30	0
2.	Zevní rotace (aktivně)	x	45	70	25	60	70	60	50	5
1.	Zevní rotace (pasivně)	35	45	50	40	45	60	60	40	15
2.	Zevní rotace (pasivně)	x	50	80	45	60	70	70	45	20

Spasticita (Asworthova modifikovaná škála)			
Proband	1. měření	Stupeň spasticity	2. měření
1		2	x
2		3	2
3		1	1
4		2	2
5		4	3
6		3	2
7		2	1
8		1	1
9		4	3

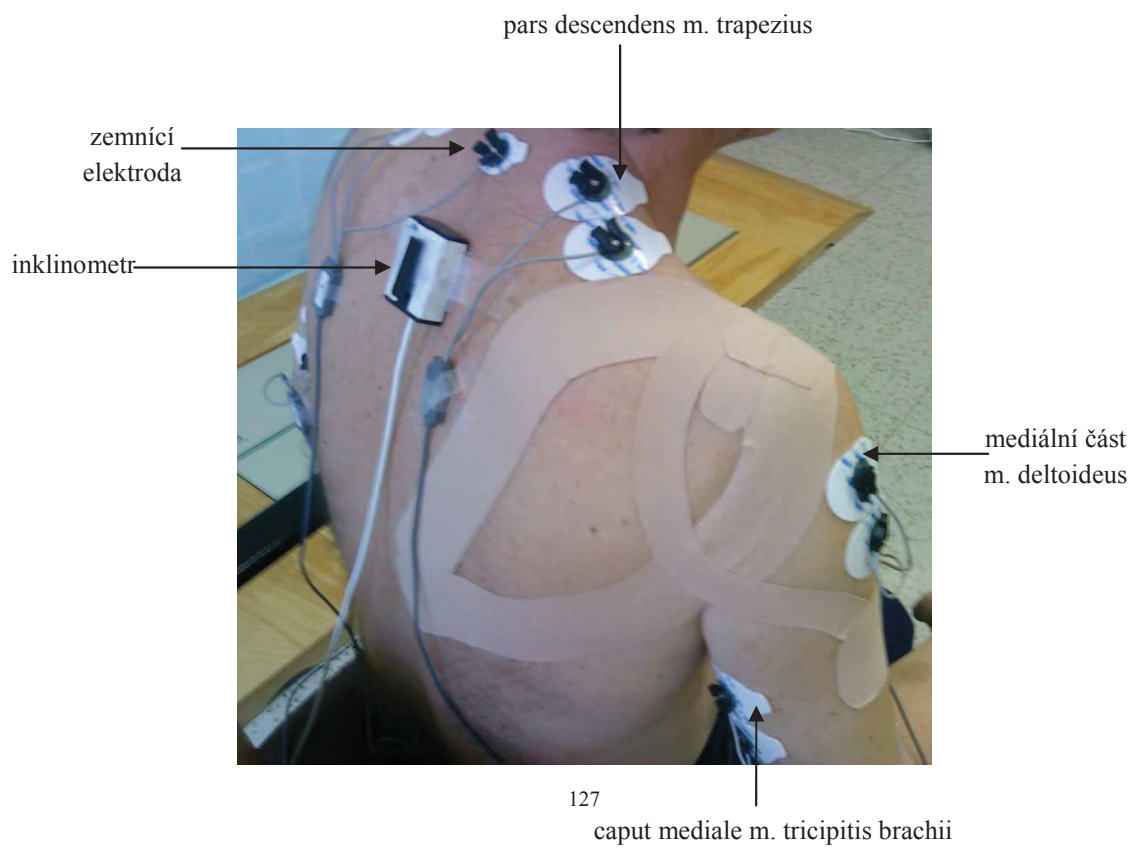
Příloha 5. Měření pomocí povrchové elektromyografie



m. pectoralis
major

m. serratus
anterior

akcelerometr



zemní
elektroda

inklinometr

pars descendens m. trapezius

mediální část
m. deltoideus

127

caput mediale m. tricipitis brachii