

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Vliv kinesio tapingu ramenního
pletence na posturální chování
hemiparetiků během chůze a přechodu
přes schod**

Diplomová práce

Autor: Bc. Jana Rybářová

Studijní obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka Ph.D.

Olomouc 2011

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto závěrečnou diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením Mgr. Radkem Mlíkou Ph.D a použila jen uvedené informační zdroje.

V Olomouci dne 22. července 2011

.....

Poděkování

Chtěla bych velice poděkovat Mgr. Radku Mlíkovi Ph.D za trpělivost, cenné připomínky a rady při odborném vedení práce. Děkuji Mgr. Barboře Kolářové za pomoc při realizaci a Mgr. Janu Pourovi za statistické zpracování dat. Dále díky patří všem zúčastněným probandům a mým blízkým za podporu a všestrannou pomoc.

Diplomová práce vznikla s přispěním grantu IGA UP FZV 2011 002 s názvem „Objektivizace modifikovaného senzorického vstupu v klinické rehabilitaci“.

ANOTACE

Název práce: Vliv kinesio tapingu pletence ramenního na posturální chování hemiparetiků během chůze a přechodu přes schod.

Název práce v AJ: An influence of kinesio taping of shoulder girdle to a postural behaviour of individuals with hemiparesis during walking and overcoming step.

Datum zadání: 2010-01-18

Datum odevzdání: 2011-07-22

Vysoká škola: Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci

Autor práce: Bc. Jana Rybářová

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, PhD.

Oponent práce: Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, PhD.

Abstrakt v ČJ: Cílem práce bylo zjistit, zda má kinesio taping aplikovaný na hemiparetický ramenní pletenec vliv na posturální chování během přechodu přes schod a chůze v průběhu iniciační fáze. V teoretické části jsme se zabývali problematikou posturální stability, specifiky chůze a přechodu přes schod v rámci posturálního chování u jedinců po cévní mozkové příhodě. Ve výzkumné části byla prostřednictvím povrchové elektromyografie a akcelorometrie snímána aktivita ramenního pletence během provádění daných aktivit. U přechodu přes schod byly hodnoceny další parametry pro zjištění změn v posturální kontrole prostřednictvím dynamické počítačové posturografie. Výzkumná (Experimentální) část byla doplněna o subjektivní hodnocení účinku kinesio pásky probandů zjišťované prostřednictvím ankety. U každého pacienta proběhla vždy celkem tři měření v následujícím pořadí: bez kinesio tape, ihned po aplikaci a tři dny po aplikaci kinesio tapu. Výsledky poukazují, že kinesio taping je možné využívat jako vhodnou pomocnou metodu v klinické praxi pro optimalizaci posturálního chování u hemiparetických jedinců.

Abstract: A target of the thesis was to find out if there is an influence of kinesio taping used on a hemiparetic shoulder girdle to a behaviour during overcoming step and during an initial phase of walking. In a theoretical part we were dealing with postural stability issues, specifics of walking and step overcoming within postural behaviour of individuals after strokes. In an investigatory part it was measured shoulder girdle activity during performing

set activities. It was taken by surface electromyography and accelerometry. At step overcoming there were also rated other parameters to find out changes in a postural control. These parameters were measured by computerized dynamic posturography. The investigatory part was also filled in with subjective evaluation of a kinesio taping impact. This evaluation was realised by a survey. There were always three measurements for each patient taken in a following order: without a kinesio tape, immediately after an application of a kinesio tape and three days after an application. Results show that it is possible to use a kinesio taping as a suitable subsidiary method in a clinical practice to optimize a postural behaviour of hemiparetic individuals.

Klíčová slova v ČJ: cévní mozková příhoda, hemiparéza, kinesio taping, posturální chování, chůze, přechod přes schod,

Klíčová slova v AJ: stroke, hemiparesis, kinesio taping, postural behaviour, gait, walking, step overcoming

Místo zpracování: Olomouc

Rozsah: 111 stran, 11 stran Přílohy

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

OBSAH

ÚVOD.....	9
1 SOUHRN TEORETICKÝCH POZNATKŮ.....	11
1.1 KINESIO TAPING.....	11
1.1.1 Historie a vývoj.....	11
1.1.2 Princip tapingu a aplikace.....	12
1.1.3 Kinesio tape.....	16
1.2 PROBLEMATIKA RAMENNÍHO PLETENCE PO CÉVNÍ MOZKOVÉ PŘÍHODĚ.....	17
1.3 ZÁKLADY CHARAKTERISTIKY LIDSKÉ CHŮZE.....	21
1.3.1 Krokový cyklus.....	23
1.3.2 Chování jednotlivých částí těla v průběhu krokového cyklu.....	24
1.4 SPECIFIKA CHŮZE U HEMIPARETIKŮ.....	26
1.5 PROBLEMATIKA PŘECHODU PŘES SCHOD U HEMIPARETICKÝCH JEDINCŮ.....	28
1.6 POSTURÁLNÍ STABILITA A POSTURÁLNÍ CHOVÁNÍ.....	30
1.6.1 Posturální stabilita a posturální chování - u zdravých jedinců během chůze.....	30
1.6.2 Posturální stabilita a posturální chování – u hemiparetických jedinců během chůze.....	31
1.6.3 Posturální stabilita a posturální chování – u hemiparetických jedinců během přechodu přes schod	33
1.7 MEZIKONČETINOVÝ VZTAH BĚHEM LOKOMOCE.....	34
1.8 KINEZILOGICKÉ PŘÍSTROJOVÉ METODY.....	36
1.8.1 Povrchová elektromyografie.....	36
1.8.2 Dynamická počítačová posturografie.....	36
1.8.3 1.8.3 Akcelerometr.....	37
2 CÍLE A HYPOTÉZY.....	38
2.1 CÍLE PRÁCE.....	38
2.2 VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY.....	38
3 METODIKA.....	40
3.1 CHARAKTERISTIKA PROBANDŮ A STUDIE.....	40

3.2	POSTUP MĚŘENÍ	40
3.2.1	Aplikace kinesio pásky.....	41
3.2.2	Přístrojová vyšetření.....	42
3.2.2.1	Vyšetření pomocí povrchová elektromyografie	42
3.2.2.2	Vyšetření pomocí akcelerometrie	43
3.2.2.3	Vyšetření pomocí dynamické počítačové posturografie	43
3.3	STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	43
4	VÝSLEDKY	45
4.1	VÝSLEDKY VĚDECKÉ OTÁZKY Č. 1.....	45
4.1.1	Výsledky k hypotéze H_01	45
4.1.2	Výsledky k hypotéze H_02	50
4.1.3	Výsledky k hypotéze H_03	54
4.2	VÝSLEDKY VĚDECKÉ OTÁZKY Č. 2.....	58
4.2.1	Výsledky k hypotéze H_04	58
4.2.2	Výsledky k hypotéze H_05	61
4.2.3	Výsledky k hypotéze H_06	64
4.3	VÝSLEDKY VĚDECKÉ OTÁZKY Č. 3.....	67
4.3.1	Výsledky k hypotéze H_07	67
4.4	VÝSLEDKY ANKETY	68
5	DISKUZE	69
5.1	DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 1	72
5.1.1	Diskuze k posturálním parametrům z hypotéz $H_01 - H_03$	72
5.1.2	Diskuze ke svalové aktivitě během přechodu přes schod k hypotézám $H_01 - H_03$	74
5.1.3	Diskuze k souhybu paretické horní končetiny při přechodu přes schod k hypotézám $H_01 - H_03$	77
5.2	CELKOVÉ SHRNUÍ K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 1.....	78
5.3	DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 2	79
5.3.1	Diskuze ke svalové aktivitě během chůze k hypotézám $H_04 - H_06$	79
5.3.2	Diskuze k souhybu paretické horní končetiny během chůze z hypotéz $H_04 - H_06$	80
5.4	CELKOVÉ SHRNUÍ K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 2.....	81

5.5	DISKUZE K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 3	81
5.6	SHRNUTÍ K VĚDECKÉ OTÁZCE Č. 3	83
5.7	DISKUZE K ANKETĚ	83
5.8	LIMITY PRÁCE.....	84
5.9	PŘÍNOS PRO PRAXI	84
6	ZÁVĚR.....	86
7	REFERENČNÍ SEZNAM.....	88
8	SEZNAM ZKRATEK	95
9	SEZNAM OBRÁZKŮ	97
10	SEZNAM TABULEK	99
11	SEZNAM PŘÍLOH	100
12	PŘÍLOHA	101

ÚVOD

Funkční ztráta hemiparetické horní končetiny je bezesporu jednou z nejvíce invalidizujících poruch po cévní mozkové příhodě a ve svém důsledku má dopad na celkové snížení posturální kontroly a schopnost účelné motoriky u těchto pacientů.

U problematiky hemiparetického ramene se často diskutuje, zda používat ortézy či závěsy, které oproti svým nesporným výhodám vedou k omezování synkinéz pletence ramenního zvláště u chůze, ale i u dalších motorických aktivit. Jedním z možných řešení, které zachovává (některé) výhody ortéz a nezabraňuje pohyblivosti, je využití pomocné terapie, tzv. kinesio taping. Jeho aplikace má zároveň pozitivní vliv na sensoriku, svalstvo, klouby, lymfatický systém, vnímání bolesti a celkově tak jeho aplikace vede ke zlepšení posturálních synergií svalů pletence ramenního.

Vzhledem k nedostatečné posturální kontrole a k insuficientním svalovým synergiím jsou hemiparetičtí pacienti vystaveni vyššímu riziku pádu, což je zřejmé například pokud pacienti přecházejí přes překážky. Adekvátní zapojení horních končetin během této aktivity vede k efektivnějšímu a koordinovanějšímu provedení pohybu. Nicméně u pacientů se ztrátou funkčnosti hemiparetické horní končetiny tato kontrola chybí.

Existuje málo studií zaměřených na mezikončetinový vztah a vzdálenější účinek kinesio pásky. S posouzením účinků kinesio pásky jako je regulace svalového tonu, zlepšení propriocepce, zvýšení kloubního rozsahu a podává určitou stabilitu, dává předpoklad jeho využití jako pomocné metody u jedinců po stavu cévní mozkové příhodě (CMP). S možností lepší a rychlejší rekonvalescence v rámci celkového posturálního chování.

Cílem práce bylo zjistit, zda má kinesio páska aplikovaná na hemiparetický ramenní pletenec vliv na posturální chování jedince po cévní mozkové příhodě během přechodu přes schod a chůze. Hodnotili jsme v průběhu daných aktivit iniciační fázi od heel strike po mid – stance. Aktivita ramenního pletence byla snímána během provádění daných aktivit prostřednictvím povrchové elektromyografie a akcelorometrie. U přechodu přes schod byly hodnoceny další parametry pro zjištění změn v posturální kontrole prostřednictvím dynamické počítačové posturografie. Všichni probandí byli v rehabilitačního oddělení FN Olomouc. U každého pacienta proběhla vždy celkem tři měření v následujícím pořadí: bez kinesio pásky, ihned po aplikaci a tři dny po aplikaci kinesio pásky. Během působení KT v průběhů tří dnů neměla polovina probandů cíleně řízenou fyzioterapii. Časový úsek byl

vybrán během víkendů. Druhá část měla fyzioterapii z důvodů měření v průběhu týdne. To nám dávalo možnost určitého porovnání, ale také určitý limit výsledků práce. Objektívni měření jsme doplnili o subjektivní vnímání probandů na změny po aplikaci kinesio pásky prostřednictvím ankety. V diskuzi se snažíme kriticky zhodnotit metodiku práce, propojit teoretické znalosti s našimi výsledky a prodiskutovat s podobnými studii na tuto problematiku.

1 SOUHRN TEORETICKÝCH POZNATKŮ

1.1 Kinesio taping

1.1.1 Historie a vývoj

I když je kinesio taping označován jako nová metoda, její počátky se datují více než před čtvrtstoletím. Zakladatel je Kenzo Kase. Název kinesio vychází z toho, že se tato metoda opírá o znalosti z oblasti kineziologie a z nich také čerpá pro co nejefektivnější terapii v podobě aplikace kinesio tape (KT, funkční páska, funkční tape).

Kase vytvářel metodu kinesio taping s ideou, že pohyb a svalová aktivita jsou nezbytné pro zachování nebo obnovení zdraví ve smyslu funkční pohyblivosti (Kase 1996; Gerile, 2009). V této myšlence se snažil obsáhnout vše, co se týká svalů - jak jejich funkčnosti jako takové, tak jejich okolních krevních a lymfatických cév a nervů.

Kase chtěl vytvořit materiál (pásku), aby pomohl podpořit a obnovit poškozené funkce tkání při poranění. Dalším kritériem k vytvoření optimálního funkčního (kinesio) tape proto bylo, aby mohl působit na kůži déle než sportovní tape¹. S tím souvisela také správná volba kvalitního lepidla, které by se vyznačovalo dobrou adhezivitou bez narušení funkčnosti pásky. Na podkladě kineziologických studií podařilo vytvořit v roce 1973 vyhovující pásku, která byla začátkem efektivního využití KT (Gwan-Won, 2005; Kase, 1996; KTAI, 2010).

V průběhu rozvoje metody aplikace funkčních pásek byla v roce 1984 založena Japonská národní Kinesio taping asociace (KTA). Velký zlom nastal v roce 1988, když byla tato metoda využita na olympijských hrách v Soulu. Od té doby se celému světu dostala do povědomí a stala se jednou z nejrychleji se rozšiřujících možností pomocné terapie ve sportovním světě. V průběhu let, kdy KTA tvořila a rozšiřovala svá působíště, vznikl Kinesio Taping Association International (KTAI) (Kase, 1996; Gwan-Won, 2005; KTAI 2010).

¹ Pro urovnání názvosloví a rozdělení je sportovní tape (klasický tape, neelastický tape) podpůrná metoda k léčebným a preventivním metodám pohybového aparátu, která ale využívá pomoci pevných, pružných lepicích pásek. Klasický tape se používá jen v době potřeby při zátěži (Flandera, 2010).

V průběhu testování funkčnosti a využití kinesio pásky ve všech možných kineziologických principech se vytvořily a stále se vytváří nová odvětví, společnosti (např. „evropská“ větev Medical Taping Konzept (MTC), která není součástí asociace KTAI, a je rozšířena v České Republice). Většina z nich vznikala na empirickém podkladě, jako například LympTaping, TNM –Taping neuro muscular, Cross taping, Meridian taping či Spiral Taping (Gwan-Won, 2005; Gerile, 2009).

1.1.2 Princip tapingu a aplikace

Cíl a heslo pro Medical Taping Concept (MTC) je „Plný rozsah pohybu“. Tato idea se stala základem pro moderní pojetí tapingu a kinezio tapingu. Kinesio tape je podpůrný prostředek pro efektivnější léčbu a prevenci nejen pohybového aparátu, ale všech orgánových soustav, které jsou s ním provázané reflexní cestou. Ovlivňuje čtyři základní složky: svalstvo, klouby, lymfatický systém a s nimi související bolest. Cílem je zlepšit proprioreceptivní a exteroceptivní čítí a snížit nocicepci (Gerile, 2009).

Další vlastnosti charakteristické pro kinesio taping jsou uvedeny v těchto bodech:

- korigování a zlepšování funkce měkkých tkání (kůže, fascie, svaly),
- neuromuskulární, neuro - reflexní vlivy (regulace svalového tonu, zlepšení čítí),
- podpora funkčnosti kloubu na základě stimulace proprioreceptorů, mechanoreceptorů kůže, zvýšení stability a korekce směru (vektoru) pohybu,
- obnovení cirkulace krve a lymfatická drenáž,
- snížení bolestivosti (Kase, 1996; Halseth, 2004; Gwang- Won, 2005).

Jeden z principů, který udal Kase: „Kinesio tape, byl považován za druh ‚magické, kouzelné pásky‘, kdy mechanismus jejího účinku je dán prostřednictvím lehké stimulace vrstev epidermis. Tento děj ovlivňuje vznik změn na buněčné úrovni.“ (Kase, 2010).

Regulace svalového tonu a zlepšení svalové funkce

Prvním podnětem pro využití kinesio pásky jako pomocné léčebné metody byla snaha o ovlivnění přetížený svalů ve fázi lokálního hypertonu. Dle dělení různých autorů v oblasti problematiky svalového tonu (Véle, 2006; Hermachova, 1999) se nyní tape využívá u všech typů poruch svalového napětí, jak u hypertonu z přetížení či centrálního původu, tak hypotonu, atrofie a méně u kontraktur. Na řízení svalového napětí se podílejí proprioreceptory a exteroceptory (Véle, 2006), přes které kinesio taping ovlivňuje tonus

(Murray, 2001). Další princip, přes který působí KT na svalové napětí a sílu, je ve vytvoření volnosti ve smyslu fyziologické pohyblivosti a posunlivosti tkání ve všech vrstvách na úrovni kůže, podkoží, svalu (Kase, 1996). Tento účinek je efektivní u hypertonicích svalů, protože u nich dochází k srůstům fascie s podkožím. Takovýto sval nedokáže pracovat ve svém maximálně možném rozsahu pohybu, což má za následek snížení výkonu a redukci síly. Toto jde ruku v ruce se vznikem svalové insuficience a hypotonie (Véle, 2006; Stupka, 2010; Hermachová, 1999). Pro oslabené svaly se využívá KT za účelem usnadnit a umožnit jejich kvalitnější kontrakci. Tato podpora je dána směrem tahu pásky (od začátku k úponu), která je většinou ve směru práce vláken. Zvýšený tah a stimulace kožních a svalových receptorů facilituje sval ke kontrakci. U hypertonicích svalů, kde je zapotřebí relaxace, se aplikuje kinesio páska opačně, a to směrem od insertio k origu svalu. Cílem je normalizace tonu a poměru délky svalových vláken. Smyslem funkční pásky je podpořit svalová vlákna v jejich fyziologické aktivitě a tím omezit jejich neekonomické zapojování. Zároveň KT umožňuje inhibici svalové kontrakce prostřednictvím gama smyčky (Kase, 2003; Jaime, 2006; Gerile 2009).

Kinesio tape je přirovnáván k měkkým technikám - při přesně cílené (fasciálně - korekční) aplikaci pásky dochází k facilitaci měkkých struktur, aktivaci správné svalové souhry a následné mobilizaci některých kloubů (drobné klouby horní a dolní končetiny a segmenty páteře) (Gerile, 2009).

Obnovení cirkulace krve a lymfatická drenáž

Aplikace KT na kůži v oblasti zranění nadzvedává vrstvy epidermis. To následně vede ke zlepšení kapacity krevního průtoku subpapilární cévní pletení a hlubokými kožními cévami a ke zvýšení transportu lymfy z mizních kapilár v papile do subpapilární cévní pleteně. (Zajt-Kwiatkowska, 2007; Kahanov, 2007). Díky tomu jsou vytvořeny výhodnější podmínky pro regeneraci poškozené tkáně (Zajt-Kwiatkowska, 2007).

Ve své práci Kase (1998) zjišťoval účinek kinesio pásky na cévní systém pomocí vyšetření dopplerometrem. U probandů s chronickou myoskeletální poruchou (v dané oblasti) došlo ke zlepšení průtoku měřené arterie, u zdravých jedinců nebyl pozorován žádný signifikantní rozdíl v porovnání se situací bez KT.

Kinesio pásky jsou velice prospěšné a mají dobré výsledky u hematomů, prosaků a edémů. Při zkoumání vlivu pásky na různé druhy kožních ran (popáleniny, odřenin, řezná poranění) se prokázalo urychlené hojení. Vysvětluje se to vlastností pásky zlepšovat

cirkulaci cévního a lymfatického systému (Kiyotaka, 2005). Účinky funkční pásky jsou srovnávány s výsledky lymfatické drenáže a největší efektivnost dosahuje jejich kombinace (Kumbrink & Schwenzer, 2003; Kumbrink & Schwenzer 2005). Při srovnání použití kompresní bandáže nebo KT po lymfodrenážích vyšel významný rozdíl pro kinesio pásku s lepším výsledkem účinku a s menším omezením kvality života (Tsai et al., 2009).

Podpora funkčnosti kloubu na základě stimulace proprioreceptorů, exterioreceptorů, zvýšení stability a korekce pohybu

Kinesio páska má jeden z cílů ovlivnit a odlehčit přetíženým strukturám a zlepšit kloubní rozsah pohybu (Kase, 1996). Kožní mechanoreceptory můžeme stimulovat tlakem a protažením kůže. Prostřednictvím větší stimulace těchto receptorů zvýšíme propriocepci (Kolář, 2009).

Právě propriocepce nám dává informace o změnách polohy v kloubu, jeho úhlových rychlostech, zrychlení nebo zpomalení pohybu v kloubu, o změnách a rozdílech délek svalových vláken a napětí svalového aparátu. Toto vše probíhá na míšní úrovni. Při změnách z patologického do fyziologického postavení kloubu, nebo naopak, se reflexně mění poměry napětí nejen v agonistech, ale i antagonistech a synergistech (Véle, 2006; Kolář, 2009).

S poruchou tonu se mění biomechanika, tím i aferentní signalizace z kloubu, které jsou důležité pro řízení funkce centrální nervové soustavy (Kolář, 2009). Přes ovlivnění exteroceptivního a proprioceptivního čítí dojde ke změně držení daného funkčního segmentu a tím také k eliminaci nociceptivního dráždění. Pomocí aplikace KT korekční nebo ligamentovou technikou (75 – 100 % tahem pásky) problematický segment co nejlépe zkorigujeme do funkčního (centrovaného) postavení, a tím ho ovlivníme pro optimálnější zapojení svalových souher (Gerile, 2009). Při použití korekční techniky pomocí kinesio pásky dochází k efektu biofeedback, který je na mechanickém podkladě. Tento proces probíhá přes čtyřiaadvacetihodinovou stimulaci prostřednictvím exterioreceptorů a proprioreceptorů ve fyziologické poloze daného segmentu. Při provádění pohybu mimo korekční nastavení dochází pod páskou ke zvýšené stimulaci kožních receptorů, a to napomáhá lepšímu uvědomování dané oblasti a její motoriky. Zlepšení motorického vnímání po aplikaci KT udává ve své práci Ming –Yau (2003). Aferentní impulzy se dostávají do mozku a pokud se často opakují, nastavení se ukládá do podvědomí, automacie, což umožňuje a usnadňuje motorické učení. Toto je možné využít v kombinaci s

různými terapiemi, jako jsou Bobath či Brügger koncept, respirační fyzioterapie a další. U Vojtovy reflexní lokomoce je možné aplikovat funkční pásku pro zvýšení facilitace v oblasti zón, podobně také u akupunktury (Gerile, 2009).

Účinky KT na propriorecepci prokázali v pracích Villa & Tunesi (2010), Husk (2001), Murray (1999). Z oblasti korekce nastavení postury, učení a aktivace motorických hybných vzorů potvrzují ve svých studiích Jaime et al. (2006), Maruko (1999), Murray (2001).

Snížení bolesti

Snížení bolestivosti umožňuje pracovat v terapii více cíleně na obnově fyziologických funkcí nebo předcházet preventivně vzniku dalších možných obranných mechanismů a posturálních poruch. KT usnadňuje a urychluje přístup k terapii a zkracuje dobu rekonvalescence (Gerile, 2009; Hermachová, 2011).

Při kompresi prostoru mezi kůží a svaelem lymfatickými tekutinami, vzniklými v důsledku reakce na zánětlivý proces nebo ve stavu po přetížení, se zvyšuje tlak na nociceptory pod kůží a vyvolává bolest. Aplikovaná páska napomáhá mikroskopickému zvedání kůže, které usnadňuje odtok tekutin ze svalu (lymfa, krev, voda), a tím ovlivňuje snížení bolesti (Jaime, 2006).

U většiny zvýšených nocicepcí jsou následky somatomotorické a vegetativní. Odpovědí na toto dráždění je reflexně vytvořená hypertonie nebo hypotonie, včetně vegetativních změn, které mají vliv na elasticnost pojivové tkáně (Hermachova, 2011). Patologické vegetativní reakce mohou ovlivňovat účinnost KT a naopak. Jako příklad je možné uvést zvýšenou potivost, která zhoršuje podmínky pro kvalitní držení pásky. K ovlivnění tohoto (nepříznivého) jevu je možné kombinovat aplikaci KT s dalšími prostředky, které podporují účinnost lepidla. Při použití těchto metod se uvedené vegetativní reakce většinou zlepšují (Gerile, 2009).

Jedním z vysvětlení principu snižování bolesti je známý neurofyziologický mechanismus nervového přenosu bolesti. Na spinální úrovni je bolestivý podnět převáděn pomalejšími tenkými vlákny typu C. Mechanické podněty vedou rychlejší a silnější vlákna typu A. Kinesio tape vytváří určitý mechanický podnět jako tlak, tah, vibraci, a tím pomáhá blokovat přenos informací o bolesti pomalými vlákny dle principu vrátkové teorie (Gwang-Won, 2005).

Neuromuskulární, neuro - reflexní ovlivnění

Mechanické podněty z funkční pásky aplikované na kůži se přenášejí do míchy variabilními způsoby. Prostřednictvím gama-systému, kdy gama motoneuron je excitován, stimuluje svalové vřetenko a zpětnovazebný vzruch dráždí alfa motoneurony vyvolávající svalovou kontrakci (Gwang- Won, 2005; Kralíček 2002). Další neurofyziologický proces probíhající působením kinesio pásky je u hypertonických svalů. Pod aplikovanou páskou dochází k dráždění nervových vláken z Golgiho šlachového tělíska. Tak je facilitován přenos na spinální vlákna, která stimulují inhibitory interneuronů, a tím tlumí motoneurony. Následně dochází ke zmenšení nadměrné svalové kontrakce a snížení svalového tonu (Gwang- Won, 2005).

1.1.3 Kinesio tape

V oblasti MTC a KTAI jsou používány jejich různé druhy (kinesio tape, cross tape, spiral tape, meridian tape nebo lymph tape).

Kinesio páska je vyrobena z bavlněného materiálu, který je voděodolný, schopný propouštět vzduch a vlhkost, protažlivost se podle výrobce pohybuje v rozmezí od 68 % až do 160 %. Tyto vlastnosti umožňují aplikovat pásky delší dobu – až 7 dnů, během kterých není nutné měnit obvyklé činnosti v rámci ADL. Bez problému je možné tuto techniku kombinovat s fyzikální terapií, jako jsou vodoléčba, elektroléčba a kryoterapie. Zvýšení adheze pomáhá akrylové lepidlo, které je nanášeno vlnovitě, což umožňuje lepší práci s cirkulací cévního systému. U některých kvalitnějších kinesio pásek se do lepidla přidává turmalín. Lepidlo je citlivé na teplo; při teplotě nad 40°C přestává mít adekvátní přilnavý účinek. Pokud je problém s přilnavostí kvůli zvýšené fyzické zátěži, je možné kombinovat aplikaci kinesio tape s éterickými oleji, které jsou na bázi alkoholu, nebo použití přídatného speciálního lepidla (Gerile, 2009).

Funkční pásky jsou různě barevné. Hlavní rozdělení je v použitém pigmentové barvivo v pásce, které jinak koreluje se složením kůže každého jedince, a proto různá barva pásky drží u každého jedince jinak. Druhé dělení je dle psychologie barev (Flandera, 2010). KT je označen jako hypoalergenní. (Gerile, 2009).

Kinesio tape je na své papírové podložce přednastavený v protažení přibližně 10% své výchozí délky. Ve většině použití se při aplikaci využívá jen tohoto tahu. Větší tah se různě procentuálně aplikuje dle instrukcí při technikách fasciálních² a korekční³.

U kinesio tapingu se rozlišují čtyři formy ukládání:

- „I“ tvar – nejvíce používaný při aplikaci na svaly, zranění a u lymf- tapingu,
- „Y“ tvar – často při aplikaci na svaly přetížené, oslabené, klouby a u fasciální techniky,
- „X“ tvar – je používán na svaly dvoukloubové a u alergií,
- „vějíř“ – lymf-taping a speciální techniky (Kase 2003; Gwang- Won, 2005; Gerile, 2009).

1.2 Problematika ramenního pletence po cévní mozkové příhodě

Bolest hemiplegického ramene je často se vyskytující komplikací po CMP. Nepříznivě ovlivňuje obnovu funkce HK a samostatnost v aktivitách denního života. Ochranné držení a imobilizovaný ramenní kloub mohou být překážkou nejen v obnově funkčnosti HK, ale i balance, chůze, přenosu těžiště a výkonu běžných denních činností (Turner – Stokes & Jackson, 2002; Zorowitz, 1995). Bolestivost hemiparetického ramene je považována za důležitý znak špatné obnovy síly a funkčnosti HK (Ratnasabapathy et al., 2003), a proto její eliminace spolu s pohybovou kontrolou HK je jedním z cílů v léčbě pacientů po CMP. Jako reálný cíl terapie pro podporu volného funkčního rozsahu pohybu považuje Turner – Stokes & Jackson (2002) 100° flexe (FL), 90° abdukce (ABD), 30° zevní rotace (ZR) a 70° vnitřní rotace (VR).

Bolest a porucha funkce v pletenci ramenním u pacientů po CMP je označována v literatuře různě - bolestivé rameno, hemiparetické rameno (HR), v cizojazyčné literatuře jako hemiplegic shoulder pain (syndrom) (HSP, HSPS), post-stroke shoulder pain, stroke shoulder, schlaganfall schulter, shoulder hand syndrome, komplexes regionales schmerz syndrom (Krobot, 2005; Conrad & Herrmann, 2009).

² Fasciální technika se aplikuje s různým tahem dle zastoupení vazivové složky a pro zvýšení facilitace (20- 80%).

³ Korekční technika využívá 100 % tah pro korekci, stabilizaci segmentu.

Fotiadis et al. (2005) udávají, že odhadovaný výskyt pacientů s bolestivým RK je vyšší než 84% postižených. Lo et al. (2003) nastiňují prevalenci bolestivého ramene v rozmezí od 21% do 72%. Krobot (2005) zmiňuje, že je udáván výskyt bolestivosti hemiparetického ramene mezi 10 až 90 % (z toho nejvíce mezi 30 – 60 %). Turner – Stokes & Jackson (2002) má ve své práci frekvenci hemiparetické rameno 5 – 84 %. Tato rozdílnost může být dána různými definicemi a kritérii pro pacienty s hemiparetickým ramenem (Fotiadis et al., 2005).

Čtyři kategorie bolesti RK můžeme identifikovat jako kloubní bolest, bolest svalů, bolest ze změny senzitivity nebo shoulder hand syndrome (Fotiadis et al., 2005). Bolestivost můžeme také rozlišovat jako lokální bolest, difuzní klidovou bolest, impingement ramenního kloubu, luxaci ramenního kloubu. Patologické okolnosti HR jsou obdobné jako u zmrzlého ramene, protože mají velmi podobné znaky a symptomy jako bolestivost, omezený pohybový rozsah, zvláště pak ZR a ABD.

Bolest je považována za subjektivní symptom, který je rozdílný v hodnocení každého pacienta ve spojitosti se senzomotorickou, kognitivní a komunikativní schopností (Turner – Stokes & Jackson, 2002). Za neurofyziologické mechanismy spojované se vznikem CMP, které mohou být následně možnou příčinou vzniku bolestí hemiparetického ramene, jsou považovány: abnormální svalové napětí (Lo et al., 2003), nejčastěji v době rozvíjející se spasticity (Turner – Stokes & Jackson 2002; Conrad & Herrmann, 2009), paréza, svalová dysbalance a abnormální pohybový vzor (Fotiadis et al., 2005; Conrad & Herrmann, 2009). Hemiparetické rameno vzniká nejčastěji z příčin: insuficience m. supraspinatus, bicipitální úžinové tendinitidy s bolestí udávanou do břicha svalů. Nejčastějším mechanismem, který vede ke vzniku tendinitidy, je nadměrná VR s násilnou extenzí lokte, s nevhodným přenosem hmotnosti na končetinu spolu s inaktivním trupem a s neadekvátním zapojením fixátorů lopatky v rámci uzavřeného řetězce (Fotiadis et al., 2005).

Změna nastavení komponent pletence ramenního může nastat jak v chabém, tak i spastickém stádiu CMP, a tím je možný vznik HSP v průběhu všech fází probíhající hemiparézy (Turner – Stokes & Jackson, 2002).

S výskytem bolestí kloubů u pacientů po CMP se setkáváme, pokud je kloub umístěn v neadekvátní biomechanické pozici. Ta může být výsledkem nerovnováhy svalů ramenního pletence nebo abnormálního pohybového vzoru, jak pasivního, tak aktivního, při pohybu se zatížením nebo bez něj. Bolest je ostrá a bodavá a bývá uvolněna v okamžiku,

kdy je kloub korekčně srovnán (Fotiadis et al., 2005). Turner – Stokes & Jackson (2002) uvádějí ve své práci, že mnoho autorů zabývajících se problematikou HSP se shoduje na tom, že prevence vzniku HSP je v zabezpečení správného korekčního postavení a handlingu pletence ramenního. I Moskowitz et al. (1969) potvrzuje, že správně funkčně centrovanou pozicí a handlingem se incidence HSP může snížit ze 75 % až na 5 %.

Jak udává Fotiadis et al. (2005), Brunnstrom vysvětluje abnormální pohybový vzor, objevující se po CMP, je tvořený drahami, které jsou výsledkem nových koaktivačních vztahů mezi rozdílnými svalovými skupinami. Klinická pozorování abnormalit vztahu svalových synergií může výsledně odrážet projev sníženého (patologického) specifického vstupu (aférentace - senzorická integrace), (Hamáčková et al., 2007).

Abnormální postura a pohybové vzory se mohou také vytvářet z kombinací podnětů z přetěžované nepostižené strany a vzniku kompenzací s vytvořením nových pohybových vzorů v rámci adaptability po CMP. Změny ve vlastnostech svalů mohou vést k nové výchozí pozici. Funkční schopnost změny v motorickém výkonu se může projevit, když se jedinci pokoušejí o pohyb při svalové slabosti a dysbalanci (Shepherd & Carr, 1998).

Při poškození mozku je následná porucha pohybu primárně způsobená abnormální kontrakcí agonistů. Ve spastické fázi vede změněný svalový tonus k porušenému scapulohumerálnímu rytmu (Fotiadis et al., 2005). Může tak dojít ke tvorbě a rozvoji kontraktury postižených svalů, kdy neschopnost protažlivosti způsobuje bolest a vznik ochranného držení (Lewit, 2001; Turner – Stokes & Jackson, 2002). Spasticita svalů pletence RK, které táhnou paži do vnitřní rotace, je předpokládanou příčinou úponových bolestí, zvláště m. subscapularis a m. pectoralis major et minor. Rozvoj spasticity m. supraspinatus může snižovat vznik inferiorní subluxe. Zvýšený tonus m. latissimus dorsi, m. levator scapulae a mm. rhomboidei je příčinou možného omezení pohyblivosti lopatky (Schusterová, 2004).

Turner – Stokes & Jackson (2002) udávají příklady studií zabývajících se souvislostmi spasticity a bolesti, například: Shahani et al. (1981), a také to potvrzují Van Ouwellanera et al. (1986) o jejich vazbě až v 85% a 18% ve vztahu mezi bolestí a plegií. Zvýšený tonus může být příčinou bolesti, kterou produkuje trvalá trakce a napětí na periostální svalovou část, kde se nachází mnoho receptorů (Turner – Stokes & Jackson, 2002). Výkonnost motorické složky ve spastických svalech je abnormálně malá, jak vyplynulo ze studie Bohannon et al. (1987).

Lo et al. (2003) udávají, že daná rozdílnost v postižených (paretických, plegických) svalech a příčinou hemiparetického ramene je určována proprioreceptivní poruchou a potřebným svalovým napětím pro zadní podpůrnou funkci rotátorové manžety. Normální funkcí svalů rotátorové manžety je tlačit hlavici humeru do jamky, zvláště během flexe v RK. V pseudochabé fázi stavu po CMP je rotátorová manžeta hemiplegického ramene oslabená, a proto se hlavice humeru nemůže klouzavě pohybovat dolů, což vede k impingement RK a mikrotraumatu. Zvýšené napětí okolních podpůrných měkkých tkání může vést ke vzniku ruptury rotátorové manžety (Iannotti, 1999), což je možný faktor přispívající k bolesti RK a omezení kloubní pohyblivosti. Další komplikace, která se může vyskytovat po CMP, je (sub)luxace RK, následná bolestivost a porucha funkce ramene. K jejímu vzniku přispívají biomechanické faktory spjaté s narušenou glenohumerální stabilitou. Se subluxací RK je spojována jak spasticita svalů pletence ramenního, tak i stádium plegie. K tomuto stavu dochází při neadekvátním preventivním zajištění postavení ramenního pletence zevní oporou, nebo nevhodnou manipulací. Velice důležitým aspektem je pozice lopatky na hrudním koši. Subluxace není bolestivá, dokud se lopatka pohybuje. Poměr mezi snížením pohybového rozsahu v GH kloubu a bolestí je úzce svázán. Nejvíce limitující bolestí je v pohybu ramenního kloubu do ZR a ABD (Zorowitz, 1995).

Během dlouhodobého snížení pohyblivosti HK až na její minimum je možný vznik otoku ruky a tzv. syndromu rameno-ruka. Nazvaný se také sympatická dystrofie a vyskytuje u 12-25 % pacientů po CMP. Ten se dělí do tří stádií. První, tzv. rané stádium, se projevuje měkkým otokem ruky a také bolestí doprovázející požadovaný pohyb paže, ve které se začíná objevovat difúzní píchavá bolest v RK s postupnou progresí do celé HK. Dalším znakem je změna vlastností kůže, protože má nedostatečné zásobení podněty, zvláště snížené taktilní vstupy. Dále se může projevit omezený pohyb do FL, EX, ABD prstů a bolest při pasivní DF ruky, která je ostrá, prudká. Druhé stádium se charakterizuje dalším omezením hybnosti, zvýrazněním bolestivosti i na taktilní podněty. Syndrom se stupňuje se vznikem osteoporózy. Ve třetím stádiu pokračují vážné deformity měkkých tkání a vznikají kloubní kontraktury, až se vznikem hypotrofie ruky. Bolest a otok pomalu odeznívají (Fotiadis et al., 2005; Turner – Stokes & Jackson, 2002).

Podpůrné pomůcky

U pacientů po CMP se využívá velká škála typů podpůrných pomůcek pro prevenci komplikace hemiparetického ramene - pažní závěsy, axilární opora a různé smyčky podporující rotátorovou manžetu. Závěsné ortézy se hojně využívají v léčbě hemiplegiků,

protože redukuje subluxace a chrání paži před traumatem. Nicméně jejich používání zůstává kontroverzní pro jejich negativní složku, jako je snižování mobility a senzoričtých vstupů, povzbuzení tonu flexorů a narušení chůze (Chantraine et al., 1999). Pažní závěs může poskytovat nejlepší korekci subluxace v obou rovinách, jak vertikální, tak horizontální (Brooke, 1991). Mnoho autorů vyjadřuje své výhrady k dlouhodobému používání závěsu, který imobilizuje paži ve FL, ADD a VR (Turner – Stokes & Jackson, 2002, Schustorová, 2004; Krobot, 2005).

Axilární opora, jako je Bobathův závěs nebo Bobathův váleček (Zorowitz, 1995; Brooke, 1991) je z pěnové role a je připevněný v axile, s pásky přes RK nebo kolem těla. Je diskrétnější a neprovokuje flekční postavení ani nelimituje pohyb paže. Používá se hlavně u pacientů s ADD spasticitou. Jeho nevýhodou je menší efekt v korekci subluxovaného RK a možnost laterálního posunu hlavice humeru. Oboje může neadekvátně dráždit měkké struktury. Z tohoto důvodu se tak hojně nevyužívá (Turner – Stokes & Jackson, 2002).

Smyčky se snaží napodobovat deltový sval v tahu hlavice humeru nahoru do vzpažení. Skládají se z nastavených manžet okolo horní části postižené paže, držené zhruba v osmi spojených bodech. Poskytují nejlepší redukci subluxace (Zorowitz, 1995).

Závěsy a ortézy snižují riziko subluxace, ale prioritně neřeší snížení bolesti (Turner - Stokes & Jackson, 2002).

1.3 Základy charakteristiky lidské chůze

Jedna z priorit a základních potřeb člověka je pohyb ve smyslu lokomoce, přesunu z místa na místo (Véle, 2006). Nejběžnějším používaným typem lokomoce je chůze (Véle, 2006; Perry, 1992).

Chůze je základní lokomoční stereotyp charakteristický pro každého jedince (Kolář, 2010; Perry 1992). Popisuje se jako komplexní fázický funkční pohyb probíhající cyklicky, při kterém se zapojuje celý pohybový systém. Mohou se zde projevit poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy (Véle, 2006; Kolář 2009). Chůze se dále definuje jako řízený pohyb vpřed, kdy dochází k opisu těžiště těla sinusoidou v horizontální a vertikální rovině s minimální amplitudou. Jakékoliv zvýšené výchylky amplitudy ukazují větší energetický výdej a naznačují možnou patologii (Gross et al., 2005).

U chůze je vyžadována harmonizace tří komponent - cyklický pohyb dolních končetin, tvoření impulsivní síly, udržování stability a vzpřímené držení horního trupu (Matjačić,

2005). Poslední dva jmenované body patří k základním předpokladům, které jsou potřebné už při ontogenetickém vývoji pro rozvoj lokomoce ve vertikální poloze, zvláště ve stojné fázi. Ve švihové fázi je zapotřebí, aby docházelo k dostatečnému odvinutí chodidla, provedení adekvátní délky kroku a zachování energie (Perry, 1992; Dietz et al., 2001).

Během chůze se tělo funkčně dělí na dvě části, u kterých je pohyb a svalová aktivita rozdílná:

- Passenger („cestující“) - je pasivnější složka s minimální aktivitou, která se spíše nese, než aby pomáhala přímo k aktivitě chůze. Tato část je složena z hlavy, krku, trupu a horních končetin. Průběžná svalová aktivita krku a trupu slouží k zajištění neutrální pozice napřímené páteře s minimálními posturálními změnami působícími během normální chůze. Úkolem této složky je schopnost zajistit bilanci, která je závislá na jejím momentálním uspořádání nad DKK vzhledem k pohybu BS a COG. Švih paže zahrnuje oba elementy jak pasivní, tak i aktivní, ale není zařazován do základního chůzového vzoru.
- Locomotor – je více pohybující se část s hlavní svalovou aktivitou lokomoce. DKK a pánev jsou anatomickými segmenty lokomočního systému, který zahrnuje 11 kloubů. Timing a velikost pohybu každé končetiny jsou kontrolovány 57 svaly vybranými způsoby. Pánev má dvě role – 1. část v lokomočním systému působí jako přenosné spojení mezi dvěma DKK, 2. část slouží jako spodek passenger člena pohybující se na kyčelních kloubech. Lokomoční část nese tělo v požadovaném směru.

Lidská chůze se řídí pěti hlavními částmi potřebnými k:

- vytvoření impulsu a síly k pohybu dopředu, buďto ze stojné končetiny nebo z dalších mechanismů,
- udržování vertikální stability,
- minimalizace nárazu každého kroku při kontaktu chodidla s podložkou,
- uchování energie ve funkční aktivitě, ve způsobu snížení aktivovaných svalů nezbytných pro výkon (Perry, 1992).

Winter (1995) přidávávájí ještě realizaci odlepení chodidla během švihové fáze.

1.3.1 Krokový cyklus

Krokový cyklus neboli dvojkrok je základní jednotkou chůze. Je definován jako časový interval mezi dvěma následujícími, opakujícími se jevy v průběhu chůze. Dvojkrok je dán zahájením kontaktu jednoho chodidla s podložkou a ukončen opětovným kontaktem stejného chodidla. Krokový cyklus má vždy dvě periody opory o jednu dolní končetinu a dvě periody dvojí opory (Whittle, 2007; Perry, 1992).

Jednooporová perioda se rozděluje na fázi stojnou, která je dána úderem paty na podložku, při níž dochází k opoře jedné dolní končetiny, která brzdí řízený postupující pohyb vpřed (Véle, 2006; Whittle, 2007). Pro tuto fázi je potřebná laterální stabilita pánve, balance, přenos hmotnosti a percepce z plosky.

Druhá fáze je švihová, kdy dochází k fázickému pohybu druhé dolní končetiny (Véle, 2006; Whittle, 2007). V této fázi je nutná stabilita stojné DK a reaktivní pohyb. K tomu dochází k pasivnímu poklesu pánve s flexí v kolenním kloubu a dorsiflexí v hlezenním kloubu. Stojná fáze zaujímá 60 % krokového cyklu, švihová 40 % a z každé této fáze je 10 % dvojí opory (Whittle, 2007).

Názvosloví jednotlivých fází krokového cyklu se liší a je různě uvedeno v literárních zdrojích dle těchto autorů: Perry, Whittle, Vaughan.

V této práci vycházíme z terminologie podle Vaughana, který dělí stojnou fázi na pět částí a fázi švihovou na další tři.

- Heel strike (úder paty) – počáteční kontakt paty s opornou plochou.
- Foot flat (kontakt nohy) – dochází k plnému kontaktu a zatížení celé nohy.
- Mid stance – střední stojná fáze.
- Heel off (odvinutí paty) – konečná fáze stoje, odvinutí paty od podložky.
- Toe off (odraz palce) – odrazová fáze, odlepení prstců od podložky.
- Acceleration (zrychlení) – počátek švihové fáze.
- Mid swing (střední švihová fáze).
- Deceleration (zpomalení) – konečná švihová fáze (Gross et al., 2005; Kolář 2009).

Dvojí opora je periodou, ve které je jedna dolní končetina v počátečním kontaktu a druhá je stále ještě na podložce ve fázi odrazu palce. Přední dolní končetina se nazývá „leading“ a je ve fázi postupného zatěžování (initial double support, weight acceptance). Zadní DK je popisována jako „trailing“ DK a nachází se v předšvihové fázi (terminal

double support, weight release) (Whittles, 2007). Na začátku fáze dvojí opory je rozložení hmotnosti mezi oběma dolními končetinami rovnoměrné, postupně se mění a v terminální fázi dochází k největší asymetrii (Perry, 1992).

U analýzy chůze se hodnotí i délka kroku. Ta by měla být u obou dolních končetin přibližně či úplně stejná. Dále se pozoruje base chůze (stride width, base support), kterou je vzdálenost ze strany na stranu mezi linií dvou chodidel. Používá se hodnotící bod nacházející se ve středu zadní části paty nebo uprostřed hlezenního kloubu (Whittles, 2007).

1.3.2 Chování jednotlivých částí těla v průběhu krokového cyklu

Kyčelní kloub

V průběhu cyklu jedenkrát flektuje a extenduje. Největší rozsah pohybu do flexe dosahuje ve střední fázi švihové a poté se snižuje do doby počátečního kontaktu. Vrchol extenze je v době před koncem stojné fáze a před začínající opětnou flexí (Whittle, 2007; Perry 1992).

Kolenní kloub

Má dva vrcholy flekční a extenční. První vrchol extenční je v době před počátečním kontaktem, po kterém následuje první vrchol flekční během postupného zatěžování a počáteční části střední stojné fáze. Druhý extenční vrchol je na konci středního stoje, nejvyšší flekční bod je v iniciálním švihů (Perry 1992; Whittle, 2007).

Hlezenní kloub a chodidlo

Kotník se většinou během počátečního kontaktu nachází v neutrální pozici. Po této fázi, kdy se špička pokládá na zem, se pohybuje do plantární flexe. Během mid-stance se tibie dostává do pozice dopředu přes chodidlo, a tím jde hlezenní kloub do dorzální flexe. V poslední opěrné fázi (toe off) se nachází opět v plantární flexi. Během švihové fáze se vrací kotník zpět do dorzální flexe tak, že se špička odlepuje od země a je ve středním postavení do doby počátečního kontaktu.

Chodidlo se pohybuje v opěrné fázi ze supinace do pronace a následovně zpět do supinace v době, kdy přechází hlezenní kloub z plantární flexe do dorzální flexe. Během odlepování paty se udržuje supinace a noha je v plantární flexi do doby odlepení palce. Určitý stupeň supinace je udržen během švihové fáze (Perry 1992; Whittle, 2007).

Trup

U chůzového cyklu se posouvá horní trup dopředu. Rychlost se mění málo. Rychlejší je u fáze dvojí opory a pomalejší u midle stance a swing fáze. Trup rotuje okolo napřímené páteře, ramenní kloubu rotují na opačnou stranu než pánev. HK ve švihové fázi jde do FL s kontralaterální DK tak, že levá DK a levá strana pánve se pohybují vpřed v ten samý čas, jako pravá HK a pravá strana ramenního pletence (Whittle, 2007).

Trup stoupá a padá dvakrát během cyklu o rozsahu zhruba 46 mm. Trup je v nejnižší vertikální pozici z průměru celého cyklu, ve fázi loading response. V mid- stance se nachází v oblasti nejvyššího bodu. Pohyb trupu ze strany na stranu je také 46 mm, a to jednou za každý cyklus, když trup přechází přes DK v době stojné fáze, ve které je předpokládána a potřebná opora (Perry, 1992).

HKK

Při chůzi provádí paže spontánní švihový střídavý pohyb. Jak udává Perry (1992), Elftman vypočítal momentální úhly paže při švihu ve třech funkčních cílech a nalezený vzor byl opačný než u zbytku těla. Ve studii od Ralston (1965), na kterou Perry (1992) poukazuje, je signifikantní výpočet změny ve výsledcích analýzy energetických výdajů kyslíku nerozlišný u testování chodících jedinců s volnými a se zavázanými pažemi. S těmito výsledky se neshodují ve studii Collins et al.(2009). Autoři zjišťovali, zda švih HK při chůzi má vliv na kompenzační mechanismus pohybu dolní končetiny, snížení vertikálního reakčního momentu a související svalové síly, a tím snížení energetického výdeje. Při fixovaných horní končetin se jim prokázala větší reakční síla a zvýšení energetického výdeje. Z toho vyplývá, že pohyb paží během chůze pomáhá k její ekonomizaci. Tato zjištění naznačují, že švih paže může být užitečný, ale není hlavní komponenta chůze.

Během dlouhého kroku každá paže podobně flektuje a extenduje plným obloukem v rozsahu 30° - 45°. Timing mezi dvěma horními končetinami je v cyklu 50% vyrovnaný, s vrcholem rozsahu v každém směru v době initial contact.

Fáze pohybu horní končetiny během chůze jsou jiné než u dolní končetiny. V heel strike je stejnostranná HK v maximálním extenčním postavení jak v RK (24°), tak i v loketním kloubu. Tuto pozici drží zhruba 5 % krokového cyklu, pak RK postupně flektuje a pohyb lokte zvětšuje svojí flexi od začátku v mid - stance. RK dosahuje flexe od 8° do maximálního rozsahu 24° v blízkosti konce terminálního stoje (45 % krokového cyklu).

Trochu později (55 % krokového cyklu) je loket také flektován do rozsahu 44° a zápěstí se pohybuje přibližně do 20° flexe. Kontralaterální kontakt s podložkou na začátku pre - swing fáze stimuluje RK a loket k obrácení jejich pohybu směrem do extenze dosahující pozice 9° před vertikálou. Tento pohyb pokračuje v průběhu švihové fáze. Loket dosahuje maximální extenze v pozici 20° flexe u střední švihové fáze, během níž je RK v 8° extenzi, ten dále pokračuje do opětovné finální pozice 24° extenze, která je dosažena ve stejnostranném heel strike. Vztah vrcholu pohybu paže se stejnostranným nebo kontralaterálním chodidlem při heel strike je velice shodný, vyskytující se s deviací menší než 0,1 sekund (Perry, 1992).

U rychlé chůze se zvětšuje oblouk pohybu v RK do extenze a loketním kloubu do flexe a další oblouky jsou neměnné (Perry, 1992).

1.4 Specifika chůze u hemiparetiků

Předpokladem chůze je propojení mezi CNS a periférním systémem. Chůze je kompletně propojena mezi CNS a periférním (musculoskeletálním) systémem. Dysfunkce CNS se projevuje v musculoskeletální adaptaci v provedení chůze, která souvisí s absencí normální svalové koordinace (Verma et al., 2010).

Pro produkci chůze k vyrovnání časově závislého požadavku s mechanickými omezeními je nutné zapojení svalové aktivity v každém okamžiku krokového cyklu. Tato omezení pramení například: z kloubní konfigurace či zevních silových momentů. Časová charakteristika chůze související se svalovou aktivitou u zdravých jedinců pochází spíše ze stereotypního vzoru. Timing svalové aktivity u pacientů po CMP během chůze je často porušen buď pro poruchu centrální kontroly, nebo pro rozvoj kompenzační neuromuskulární strategie (Den Otter et al., 2007).

Při hodnocení hemiparetické chůze je většinou popisována svalová aktivita jednotlivých svalů. Komplikovaný obraz neuromuskulární koordinace může být získán, pokud je oslovován vztah časové koordinace agonistických a antagonistických svalových dvojic. S ohledem na pacienty po CMP je koaktivace zvláště zajímavá, protože synergistická aktivita flexorů během švihové fáze a extenzorů během stojné fáze vystihuje klíčovou charakteristiku svalové kontroly u hemiparetiků (Perry, 1993). Zvýšené trvání koaktivace mezi agonisty a antagonisty může poukazovat na důležitost koordinační strategie k adaptaci primárního poškození výkonu svalové síly. Snížená koaktivace na paretické straně může přispívat ke zhoršení posturální stability a výkonu lokomoce. Přítomnost nadměrné

koaktivace na neparetické straně umožňuje přizpůsobení obou DKK k udržení posturální stability během chůze (Lamontagne et al., 2000).

Jak udávají ve své práci Den Otter et al. (2007) mezi obvyklejší abnormality timingu patří u hemiparetické chůze absence, či snížení amplitudy specifických komponent z aktivovaných vzorů, například porušený přechod ze švihové do stojné fáze, prodloužení trvání porušené svalové aktivity během stojné fáze, a to více u proximálních svalů na DK (Shiavi et al., 1987; Hirschberg & Nathanson, 1952) a předčasná aktivita svalů lýtka během iniciální stojné fáze (Knutson & Richards, 1979; Perry et al., 1978).

Chůzové deviace jsou souhlasné s poruchou švihové iniciace a fáze jedné opory na paretické straně, které souvisejí s kompenzačními strategiemi. Kinetická energie DK v toe-off na paretické končetině je snižena shodně s nedostačujícím impulzem z plantárních flexorů nebo flexorů kyčle během iniciální švihové fáze. Výsledkem celkové švihové fáze je její zvýšení, vrchol flexe v kolenním kloubu se během švihu snižuje. Energetický výdej spojený se zvýšením trupu během předšvihové a švihové fáze paretické končetiny je neúměrně velký, s kompenzací pomocí elevace pánve potřebné k zvednutí paretické končetiny, a s redukcí flexe v kolenním kloubu. Kinetická energie je naopak na neparetické DK zvýšena ve fázi toe-off a švihová doba je procentuálně snížena. K tomu se také snižuje síla nebo porušuje schopnost balance během jednooporové fáze na paretické končetině. Využití těchto deviací v chůzi může zlepšit lokomoční funkci hemiparetických jedinců (Chen, 2004). Pacienti s hemiparézou ukazují často abnormální chůzový vzor, jako je equinovární postavení akra DK (nadměrná plantární flexe a inverze) nebo foot drop (nadměrná plantární flexe). Každé zhoršení volní kontroly se zvláště projevuje na chodidle. Během chůze je pak porušena fáze švihová, kde je zapotřebí dorzální flexe a everze chodidla (Lindquist et al., 2007).

Z výsledků ze studie Stephenson et al. (2010) vyplývá, že pohyb paží u chůze pacientů po CMP má vliv na svalovou aktivitu dolních končetin, ale menší vliv na jejich pohybový vzor.

Pardone et al. (2009) uvádí, že u pacientů s hemiparézou se COP (Centre of Pressure) přesouváno směrem k neparetické DK během klidného stoje a výchylky jsou větší než u zdravých jedinců. Pozice COP byla spojena se sníženou reaktivitou svalů postižené DK. Časoprostorové varianty chůze jsou také ovlivňovány hemiparetickým postižením. Rytmus a rychlost byly sníženy, délka jednooporové fáze na neparetické končetině a dvouoporové

fáze byly zvýšeny vzhledem k normě. Stupně postižení chůzových variant korelují s COP. Jediný pozitivní vztah autoři našli mezi COP a fází jedné opory na nepostižené končetině a trváním dvojoporové fáze. Asymetrie COP během stoje a chůze naznačuje, že posturální problémy a chůze souvisejí s nejčastějším neurologickým vzorem u hemiparetických pacientů. Tato asymetrie ovlivňuje výkon chůze se zvyšujícím se časem a úsilím potřebným k přesunu tělesné hmotnosti směrem k postižené končetině. S uvedenými charakteristikami a trváním jednotlivých fází souhlasí Olney a Richardsb (1996), kteří navíc dodávají, že v porovnání se zdravými lidmi tráví hemiparetici v dvojí opoře větší část chůzového cyklu.

1.5 Problematika přechodu přes schod u hemiparetických jedinců

Překračování jakékoliv překážky (schodu) je jedním z mnoha komplexních úkonů spojených s chůzí v každodenním prostředí (Said, 2001), a proto je třeba tuto činnost u neurologických pacientů trénovat (Lu et al., 2010).

Přechod přes překážku (PPPS) se skládá ze tří fází:

- přiblížení se k překážce (pre-obstacle) - švihová fáze přesunu DK od toe-off k překážce,
- překračování překážky (toe-clearance),
- došlap po překročení překážky (post-obstacle) - pohyb chodidla z překážky na podložku (Said, 2005).

Časové variace přechodu přes překážku poskytují informace o času nutném k modifikaci trajektorie končetin. U první fáze (pre-obstacle) švihový čas ukazuje na dobu potřebnou k přípravě končetiny k nakročení. Po-překážkový švihový čas informuje o době nutné k přípravě končetiny na došlap (Said, 2005).

Přechod přes překážku vyžaduje precizní kontrolu švihové dolní končetiny (chodidla). Udržení stability těla je zajištěno díky optimální koordinaci pohybu kloubů na stojné a švihové končetině, a rozdílnému umístění mechanických požadavků na kontrolu přední (vůdčí, nakračující) a zadní (následující, dokročující) končetiny. U hemiparetických pacientů může vést asymetrie dolní končetiny, způsobená svalovou slabostí a/nebo horší pohybovou kontrolou, k různému výkonu této aktivity. Výsledek provedení závisí na tom, zda je postižená končetina nakračující či dokročující (Lu et al., 2010).

Pády, které souvisí s překonáváním překážek, jsou častým problémem u starších osob. Testování přechodu přes překážku může být nápomocné k určení motorického deficitu a provedení strategie této aktivity u pacientů po CMP pro více kompletní motorické hodnocení (Lu et al., 2010). Porozumění stupni a povaze deficitu může pomoci určit jedince s rizikem pádu a zakopnutí, a tím zvolit správnou strategii léčby (Said, 2001).

Potíže při provádění (PPPS) aktivity je spojovány s povahou překážky. Obtížnější překračování obvykle nastalo u vyšších překážek, protože jedinec po CMP potřeboval asistenci nebo zábradlí k udržení balance. U široké překážky se často očekává náročnější provedení, kdy se nakročující DK dostává do kontaktu s překážkou. Jedinec s CMP neprokazuje lepší nakročení postiženou či nepostiženou DK, většina pacientů mezi jednotlivými pokusy nepreferuje nakročující DK, ale střídá je (Said, 2001).

Umístění končetiny před překážkou předurčuje modifikaci během přístupové fáze. Nakročující i došlapující končetiny jsou zkoumány během překračující fáze, protože neschopnost překročit může vést ke zvýšenému narušení stability. Umístění končetiny za překážkou je také rozhodující, protože špatně umístěná končetina může zvýšit riziko kontaktu s překážkou (Said, 2001; Said, 2005).

Není známo, zda u osob po CMP dochází k většímu nadzvednutí chodidla při nároku pro zvýšení balanční jistoty, nebo zda elevace končetiny je ovlivněna neurologických deficitem. Různé metody byly používány k hodnocení nadzvednutí chodidla přes překážku, včetně měření nejnižšího bodu nakročujícího chodidla, palce a hlezna, protože případný předčasný kontakt palce může nejvíce ohrozit stabilitu. Výsledky ze studie Said (2001) poukázaly, že nebezpečné je nedokonalé nadzvednutí nakročující končetiny zvláště ve fázi toe off do mid- swing. Udržení optimální vzdálenosti před překážkou je dalším faktorem pro zajištění úspěšného překonání překážky u jedinců po CMP. Ve vztahu mezi prostorovým a časovým charakterem přechodu přes schod a rychlostí chůze během této aktivity bylo prozkoumáno, že rozdílné umístění končetiny před a za překážkou může změnit rychlost (Said, 2005).

Pacienti po CMP mají sníženou rychlost chůze, s tím souvisí delší čas překračování než u zdravých jedinců. To dává možnost vytvořit bezpečnější strategiek provedení úkonu a ovlivňovat kontrolu končetin zvláště s modifikací trajektorie švihové končetiny (Said, 2005). U hemiparetických jedinců se poukazuje na asymetrické kinematické odchylky pánve a kloubů DK během chůze (De Quervain et al., 1996).

U jedinců s CMP se zjišťuje schopnost regenerace v testech zaměřených na bilanci, mobilitu (Mercer et al., 2009) a senzoryckou integraci (Kolář, 2009).

1.6 Posturální stabilita a posturální chování

1.6.1 Posturální stabilita a posturální chování - u zdravých jedinců během chůze

V rámci biomechaniky může být posturální stabilita chápána jako schopnost udržet COG uvnitř opěrné base (BS) nebo limitů stability. Tyto limity nejsou pevné, ale spíše mohou být modifikované vzhledem k úkolu, pohybu, individuální biomechanice nebo aspektům okolního prostředí (de Haart, 2004).

Posturální nastavení pro kontrolu rovnováhy během chůze se díky specifitě úkonu liší od kontroly nutné pro stoj. Zatímco během stoji je cílem udržet COG (Centre of Gravity) uvnitř opěrné baze, u chůze je naopak primárně kontrolována kontinuální nestabilita (MacKinnon & Winter, 1993). COG se v tomto případě pohybuje vpřed podél mediálních hran dolních končetin a na každou stranu osciluje méně než 2 cm. Výsledně se tělo během jednooporové fáze nachází v trvalé nestabilitě, kdy je opěrná báze úzká a rovnováha, zvláště ve frontální rovině, vyžaduje precizní kontrolu. Stoj ve fázi dvojí opory také není stabilní, dokud nejsou obě chodidla plně v kontaktu s podložkou. Je evidentní, že kontrola pozice nohy po došlapu je kritická pro udržení stability (MacKinnon & Winter, 1993). Možný předpoklad vzniku patologií a nestabilit dává vztah COP a osy subtalárního kloubu. Rozlišují se tři možné situace. První, když je COP laterálně od osy SBK. To dává předpoklad k různým tendopatiím oblasti plosky nohy a patologickým postavením palce. Druhá varianta, když je COP nad SBK a může vznikat laterální nestabilita. Poslední situací je pozice, kdy COP je mediálně od osy subtalárního kloubu, což je příklad pes equinovarus. Během lokomoce se může COG nacházet mimo BS (Base of Support). Během jednooporové fáze je COP většinou v BS, u dvouoporové fáze se může objevovat i mimo BS. Tato situace musí být cíleně naplánovaná pro vytvoření jistoty, aby COP směřovalo opět do BS (Vařeka & Vařeková, 2009).

Regulace dynamiky horního trupu při stoji a jeho přenosu během švihové fáze (toe off, heel strike) představuje specifický úkol pro CNS. Rozložení hmotnosti horního trupu zaujímá dvě třetiny z celkové tělesné hmotnosti a Center Body Mass (CBM) je umístěn přibližně ve dvou třetinách tělesné výšky od podložky. Chůze proto vyžaduje komplexní

kontrolu pohybu celého těla nad opěrnou končetinou. Rovnováha je bezbytná zejména při překračování překážek, proto dráha končetin musí být větší než při nenarušené chůzi (MacKinnon & Winter, 1993).

Balance horního trupu nad zatíženou dolní končetinou vzniká zejména v závislosti na kontrole pánevního segmentu prací stabilizátorů kyčelního kloubu. Vyžaduje se také koordinaci mezi pánví a trupem. V sagitální rovině je potřebná koaktivace mezi flexory a extenzory kyčelního kloubu a kolem svalů kolenního kloubu, která během jednooporové i dvouoporové fáze pomáhá vyrovnávat rovnováhu horního trupu nad dolními končetinami (MacKinnon & Winter, 1993). Kromě požadavků na rovnováhu musí být také dolní končetiny schopny udržet tělesnou hmotnost. Proto je vždy v důsledku gravitačního efektu propojena aktivita extenzorů na opěrných končetinách za účelem zabránění pádu, zvláště když se jeden či dva klouby na fázické dolní končetině flektují (Winter, 1995).

Ztráta rovnováhy může být způsobena mnoha faktory, jako je klopýtnutí, smeknutí, podklesnutí nebo zavravorání během otáčení (Tinetti et al., 1986). Precizní kontrola švihové končetiny s odlepením palce od podložky a kontrola všech segmentů zahrnuje ve stojné a švihové fázi dolních končetin jistotu dokončení kroku (Winter, 1995).

U analýzy rovnováhy a kvality chůze vyšetřujeme symetričnost pohybu v rámci timingu a délky kroku, dále plynulost, provádění pohybových strategií během krokového cyklu (došlap, odvíjení plosky, pohyb ramenních a pánevních pletenců), pohyb a rotabilitu trupu (Gross et al., 2005).

1.6.2 Posturální stabilita a posturální chování – u hemiparetických jedinců během chůze

Hodnocení rovnováhy je důležité pro určení závažnosti CMP a posouzení léčebných výsledků (Hsueh et al., 2010). Porucha rovnováhy u hemiparetických pacientů může být způsobena různými dysfunkcemi systémů zapojených do posturální kontroly, včetně senzorické 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, senzorická organizace, kognice a multisenzorická integrace

mohou přispívat k narušení rovnováhy na různých úrovních (de Oliveira, 2008; Bonnan, 2004).

V posturální kontrole jsou zahrnuty 3 hlavní senzory: somatosenzorika, zrak a vestibulární aference. Integrace informací z těchto systémů je rozhodující pro adekvátní posturální kontrolu. Senzorická informace je dynamicky regulována a modifikována změnami okolních podmínek (Peterka, 2002; de Oliveira, 2008). Poruchu senzomotorické integrace udávají někteří autoři (Bonnan, 2004; Macháčková, 2007) jako hlavní faktor deficitu ve stabilitě.

U pacientů po CMP je přítomna porucha rovnováhy a snížená propriorecepce. Abnormální interakce mezi třemi senzory bývá zdrojem abnormálních posturálních reakcí. V situacích senzorykonfliktu může hemiparetický jedinec nepřiměřeně spoléhat pouze na jeden specifický systém. Laboratorní měření senzoryorganizace ukázala, že pacienti ve chronickém stádiu CMP mají horší výkon v podmínkách změněných somatosenzoryinformací a optické deprivace nebo nepřesných vizuálních vstupů. Výrazná závislost na vizuálním vstupu může být naučenou kompenzační odpovědí, která se v průběhu času objevuje. Spoléhat se na jeden systém může vést k nepřiměřené adaptaci a tím k narušení rovnováhy (de Oliveira, 2008).

Svalovou kontrolu mohou ovlivnit insuficience rozsahu pohybu, svalového tonu, síly. U hemiparetických pacientů slabost a porucha kontroly svalů postižené dolní končetiny vede ke změnám v BS. Center of pressure může být vychýleno anteriorně na paretické končetině kvůli nerovnovážné svalové souhře anteroposteriorních svalů hlezenního kloubu. K dalším parametrům, které ovlivňují rovnováhu, patří snížená svalová síla dolní končetiny a snížená kontrola trupu (de Haart, 2004).

Studie v osmdesátých letech prokázaly, že lidské tělo má posturální strategie, které jsou hlavním senzomotorickým řešením při narušené posturální stabilitě, a zahrnují kotníkovou, kyčelní a krokovou strategii. Během změn postury se často objevuje harmonický přechod mezi kotníkovou a kyčelní strategií. Na rozdíl od toho kroková strategie je komplexně nezávislá, neboť se báze opory přizpůsobuje pohybu COM, zatímco ostatní strategie udržují COM v BS. Pacienti po CMP využívají kompenzační strategie včetně přidržování se objektu nebo zdi a používají krokovou strategii mnohem častěji než stejně staří zdraví jedinci. Kontrola rovnováhy může být reaktivní (jako odpověď na zevní síly, které vychylují COM) nebo anticipatorní (vědomé nebo automatické anticipace vnitřně

generovaných sil během chůze nebo provádění pohybu). Záleží na schopnosti CNS detekovat instabilitu a naprogramovat patřičný vzor svalové aktivity. Zpoždění v posturálních odpovědích může být způsobeno pomalým nárůstem svalové aktivity nebo změnami časoprostorové koordinace synergií. Přestože hemiparetičtí pacienti mohou vykazovat anticipatorní kontrolu ve vertikální pozici, jejich výkon je často nižší než výkon stejně starých zdravých jedinců. Produkce propulzivních sil pro iniciaci přemístění COM nebo přerušení těchto sil, aniž by COM překročil limity BS, může být neadekvátní (Winter, 1995; de Oliveira, 2004). Motorické odpovědi a aktivace svalových synergií jsou ovlivněny senzoryckou zpětnou vazbou a také očekáváním, pozorností, zkušeností, kontextem zevního prostředí a účelem pohybu (de Haart, 2004).

Pro posturální stabilitu je rozhodující adekvátní orientace v prostoru. Zdraví jedinci jsou schopni identifikovat gravitační vertikálu v rozmezí $0,5^\circ$ bez použití vizuální zpětné vazby. Percepce vizuální vertikality je nezávislá na vertikalitě posturální, která má mnohonásobně neurální zastoupení a může být abnormální právě u pacientů s CMP (de Oliveira, 2004).

1.6.3 Posturální stabilita a posturální chování – u hemiparetických jedinců během přechodu přes schod

S porušenou schopností překračování překážky se setkáváme často u pacientů s hemiparézou (Said, 1999), což s sebou nese i zvýšené riziko pádu (Forster, 1995). Said (1999) ve své studii uvádí, že zhruba polovina pacientů po CMP padá při pokusu přechodu přes překážku, což poukazuje na neschopnost udržení balance. Potřeba rovnováhy během přechodu přes schod je navíc výraznější než během volné chůze. Zvýšený švih končetin zvyšuje nároky na balanci a během jednotlivých fází přechodu se liší. U nárokové DK se během této aktivity COM pohybuje mimo BS a doba k přemístění chodidla, kdy fázická DK kontaktuje překážku, je krátká. Při pohybu druhé dokročné DK se pohybuje COM dopředu směrem k BS, zvyšuje se čas k úpravě trajektorie (pohybu) chodidla v době jeho kontaktu a kontrola balance je méně kritická, ale důležitá (Said, 2005; Said, 2008).

Rychlost COM ve směru anteriorně - posteriorním (AP) a medio - laterálním (ML) je důležitá vzhledem k dynamické stabilitě přechodu přes překážku (Hof, 2005; Pai, 1997; Said, 2008). U zdravých jedinců se rychlost COM v AP směru zvyšuje s výškou překážky. U starších osob s poruchou balance a lidí po traumatickém poškození mozku se vyskytuje větší rozsah výchylek COM v ML směru.

Časové a prostorové variace přechodu přes překážku také poskytují informace o bilanci. Široký a dlouhý krok charakterizuje velikost BS a přibližnou pozici COP (Said, 2008).

Ze studie Patla (1996) vyplývá, že navýšení doby potřebné pro možné modifikace nakročující končetiny během švihové fáze vede ke snížení nebezpečí při překračování překážky. Doba provedení je nižší než u zdravých jedinců během chůze i PPPS (Said, 2005). Důsledky zakopnutí jsou sníženy, pokud je původně COM umístěno posteriorně ke kontaktu chodidla (Chen, 1991). Nebezpečí zakopnutí nebo pádu je větší, jestliže nakročující končetina je brzděna kvůli špatné koordinaci a/nebo snížení svalové síly, protože COM je anteriorně v BS (Said, 2001).

Jak udává Said (2008), pacienti po CMP měli obtížnější kontrolu stability v ML směru. Hemiparetici mají pravděpodobně nestabilitu během oporné fáze paretickou končetinou ve srovnání se zdravými jedinci, velkým ukazatelem je vzdálenost COM od COP.

Peuralaa (2007) se shoduje s informacemi týkajícími se dynamické stability hemiparetických pacientů o pohybu a rychlosti COP v ML a AP směru. Udává, že levostranní hemiparetici mají vyšší silový vrchol přesunu COP, než pravostranní hemiparetici, a to jak v ML, tak v AP směru s nižší frekvencí.

1.7 Mezikončetinový vztah během lokomoce

Lidská lokomoce představuje podvědomou a automatickou motorickou aktivitu. Tento základní pohybový vzor zdá se být vytvořen pomocí spinálního nervového okruhu a nazývá se central pattern generators (CPG). Proprioreceptivní zpětnovazebná kontrola je také zapojena do adaptace krokového pohybu a regulace motorické aktivity vzhledem k podmínkám. Koordinační horních a dolních končetin během chůze, lezení a plavání je dán z vazby aktivity CPG (Balter & Zehr, 2007; Dietz & Michel, 2009).

Pohyb zajišťuje motorika posturální a lokomoční. Ta zabezpečuje stabilitu segmentů jak v klidu, tak v pohybu. Funkce obou motorik jsou automatické a ve vyvážené spolupráci. Posturální funkce je tlumena lokomočním systémem a tím je facilitován pohyb. Posturální systém pohyb zastavuje a stabilizuje konečnou polohu z pohybu (Véle, 2006).

Tyto funkce se vytvářejí v průběhu ontogeneze. V průběhu prvního trimenomu dochází k základní tvorbě stabilizační funkce. Je dána hierarchie svalových vztahů proximo - distálním směrem. Dále dochází ke stabilizaci trupu, kořenových kloubů nejdříve v horizontální poloze a následně k postupnému přechodu do vertikály. Nejprve by mělo dojít

ke stabilizaci lopatky (m. serratus anterior, m. trapezius) s centrovaným postavením RK, a tím schopnost opory ve svalových synergiích (m. pectoralis major, m. triceps brachii a zevní rotátorů). Na to navazuje podle svalových řetězců zapojení břišního svalstva a dochází ke korekčnímu postavení pánve z antevertze. Vytvoření stabilizace pletence pánevního je předpoklad pro budoucí opěrné a fázičké funkce DK (adduktoři, zevní rotátoři, m. iliopsoas, břišní svalstvo). V koaktivaci břišní a dorzálního svalstva dochází k napřimění páteře a vzniká schopnost rotace osového orgánu proximo - distálním směrem, postupně s tvorbou nových funkčních svalových zapojení až k rotabilitě celé páteře (Kutín, 2011).

Předpokladem lokomoce a chůze ve kříženém vzoru je schopnost zapojit šikmé řetězce, a tím zešíkmit pánve od 4,5. měsíce. To souvisí s diferenciací pánve, trupu a 5. - 6. měsíce DK na nákročnou a opěrnou funkci (Corpus, 2011; Kolář 2009). Jak udává Kolář (1996), dítě není vertikalizováno, dokud neprovede abdukcí 120 ° v poloze na čtyřech nebo vsedě. Důvodem je neuplatnění antigravitačního tahu m. pectoralis major a fázičkého tahu m. triceps brachii na trup.

Funkčně integrované (spojené) svaly jsou buď v jednoduchých svalových smyčkách nebo ve složitějších svalových řetězcích. Svalové smyčky související pletencem ramenním:

- mm.rhomboidei , m. serratus anterior,
- m. serratus anterior, m. trapezius (pars transversus et ascendent),
- m. serratus anterior – kaudální snopce, m. trapezius – kaudální snopce, m. levator scapulea (Čápková, 2005; Vele, 2006).

Křížené řetězce pletence ramenního jsou dle Véleho (2006):

- Zadní: humerus jedné strany - m. latissimus dorsi – fascie thoracolumbalis – páteř – crista iliaca (kontralaterální) – fascie gluten- m. gluteus maximus- fascie late- m. tensor fascie latae – kolenní kloub druhé strany.
- Přední: humerus jedné strany – m. pectoralis major- fascie přední strany hrudníku – přes pochvu přímých břišních svalů na druhou stranu- mm. obliqui abdominis – lig. inguinale- stehenní fascie- fascie lata- m. tensor fascie latae-oleno druhé strany.

Lewit (2001) vysvětluje ve svém článku princip zřetězení funkčních poruch. Funkce pohybové soustavy je na základě programů. Při poruše jednoho z jeho článku musí dojít k celkové adaptaci.

Koordinace horních a dolních končetin během překračování překážek může hrát roli v provedení přesného krokového úkolu. Kroky přes překážku rozvíjejí interakci mezi volnou kontrolou nakračující (přední) DK překračující přes překážku a automatickou kontrolou rovnováhy těla k dosažení optimálního provedení, které je reflektován ve stejné fázi opouštějícího chodidla (Erni & Dietz, 2001). Toho je dosaženo zapojením proximální svalů HK během provedení tohoto úkolu. Předpokládá se, že HK a DK jsou vhodné ke koordinaci aktivace dlouhého propriospinální neuronálního okruhu (Dietz et al., 2001).

Kontrolaterální svaly HK jsou připraveny k zapojení do stabilizace těla během švihu přes překážku. (Dietz & Michel, 2009).

1.8 Kineziologické přístrojové metody

1.8.1 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (EMG) patří k objektivizačním neurofyziologickým metodám, které nám umožňují objasnit procesy související se vznikem pohybu a produkující síly podle stavu kosterního svalstva a jeho řízení nervovou soustavou. To umožňují povrchové elektrody, které snímají elektrický potenciál svalových buněk jak ve statických, tak i v dynamických pozicích. Výsledky EMG hodnotí velikost svalové aktivity, timing a svalovou únavu (Kolářová, 2010; Zedka, 2010).

1.8.2 Dynamická počítačová posturografie

K dalším objektivním metodám patří posturografické vyšetření, které měří sílu působící na silovou plošinu, tzv. reakční sílu. Ta je výslednicí tří vzájemně kolmých rovin. Jejich rozdělení dává možnost prostorově popsat pohyb z pohledu působící síly a získávat parametr - velikost silových momentů jednotlivých složek reakční síly. Vyšetřuje se ve statických pozicích i dynamických situacích, při nichž se zaznamenává změna pohybu COP. Ve vertikální pozici se hodnotí konfidenční elipsa, což je množina poloh COP za časový úsek, a informuje nás o změnách testovaných úkolů v parametrech – velikosti obsahu, délce a směru os a jejich směrodatných odchylek. Posturograf nám pomáhá testovat motorické mechanismy, které se aktivují při udržování posturální stability (Kolářová, 2010; Janura, 2010).

Měření můžeme provádět na dvou modulech posturografu Smart equitest systému (SES), který se skládá z pohyblivé kabiny a tenzometrické plošiny vyšetřující stabilitu ve

vzpřímeném stojí za měnících se podmínek. Zde můžeme použít například tyto vyšetřovací testy: Motor Control Test, Adaptation Test, Weight Bearing Squat, Sensory Organization Test, Limits of Stability, Unilateral Stance, Rhythmic Weight Shift. Druhý modul Balance master systému (BMS) představuje 1,5 m dlouhou tenzometrickou plošinu. Díky němu lze použít test: Step Up/Over, Sit to Stand, Tandem Walk, Step/Quick Turn, Forward Lunge atd.

1.8.3 1.8.3 Akcelerometr

Patří do dalších objektivních vyšetření. Jeho cílem je zaznamenávat zrychlení při pohybu a sledovat rytmicitu abnormálních pohybů. Podle popisu signálu se hodnotí zrychlení a jeho frekvence.

Janura udává, že akcelerometr pracuje na principu určení odchylek pohybu při zrychlení segmentu.

Měření obvykle probíhá v jednom směru, současně je však možné provádět dvoj- či trojrozměrná měření. Pevný akcelometr tvoří ucelený okruh. Jeho kratší strany mohou být důležité pro analýzu chůze a také pro poskytování zpětné vazby pro vytváření uměle vykonstruované končetiny a ortézy. Akcelerometr může být použit pro analýzu chůze dvěma možnými způsoby při měření dynamických změn nebo pohybu končetin (Whittle, 2007).

2 CÍLE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cílem této diplomové práce je určit vliv kinesio tapingu na pletenec ramenní u hemiparetických pacientů prostřednictvím EMG, akcelerometru, posturografického vyšetření, kineziologického vyšetření, ankety a jeho přínos a využití v praxi.

V tomto cíli jsou následující podcíle posuzující vliv kinesio pásky:

- Na posturální chování při přechodu přes schod pomocí posturografie a akcelerometru.
- Na posturální chování během chůze pomocí akcelometru.
- Na změny svalové aktivity při přechodu přes schod a chůze pomocí elektromyografického vyšetření.
- Na změny rozsahu pohybu v ramenním pletenci pomocí goniometru.
- Ze subjektivního pohledu pacienta pomocí ankety.

2.2 Vědecké otázky a hypotézy

OTÁZKA 1

Má kinesio taping pletence ramenního vliv na posturální chování při přechodu přes schod u pacientů po CMP?

H₀₁: Není statisticky významný rozdíl mezi provedením aktivity před a bezprostředně po aplikaci kinesio pásky.

- a) v posturografických parametrech (Lift-Up index, Impact Index, Movement Time)
- b) ve svalové aktivitě
- c) v souhybu paretické HK

H₀₂: Není statisticky významný rozdíl mezi provedením aktivity bezprostředně po aplikaci kinesio pásky a po třech dnech působení.

- a) v posturografických parametrech (Lift-Up index, Impact Index, Movement Time)
- b) ve svalové aktivitě

- c) v souhybu paretické HK

H₀₃: Není statisticky významný rozdíl mezi provedením aktivity před aplikací kinesio pásky a po třech dnech působení.

- a) v posturografických parametrech (Lift-Up index, Impact Index, Movement Time)
- b) ve svalové aktivitě
- c) v souhybu paretické HK

OTÁZKA 2

Má kinesio taping ramenního pletence vliv na svalovou aktivitu při chůzi u pacientů po CMP?

H₀₄: Není statisticky významný rozdíl v provedení chůze před a bezprostředně po aplikaci kinesio pásky.

- a) ve svalové aktivitě
- b) v souhybu paretické HK

H₀₅: Není statisticky významný rozdíl v provedení chůze bezprostředně po aplikaci kinesio pásky a po třech dnech působení.

- a) ve svalové aktivitě
- b) v souhybu paretické HK

H₀₆: Není statisticky významný rozdíl v provedení chůze před aplikací kinesio pásky a po třech dnech působení.

- a) ve svalové aktivitě
- b) v souhybu paretické HK

OTÁZKA 3

Má kinesio taping vliv na zvětšení rozsahu v ramenním pletenci?

H₀₇: Není statisticky významný rozdíl mezi rozsahy pletence ramenního před a po třech dnech působení kinesio pásky.

3 METODIKA

3.1 Charakteristika probandů a studie

Do souboru této práce bylo zařazeno 11 probandů. Měřeno bylo 10 mužů a jedna žena ve věku 55 ± 10 , průměrné hmotnosti 90 ± 20 kg a průměrné výšky 178 ± 10 cm. Zúčastnění pacienti byli po první atace CMP v povodí arterie cerebri media, z nich 6 jedinců vlevo a 5 probandů vpravo. Probandi se nacházeli ve fázi s nastupující spasticitou, z toho 3 pacienti ve stádiu více pseudochabém (plegickém) a u jednoho probanda se projevovala ztlačněji lehká spasticita. Průměrná doba od vzniku ataky byla pod 2 měsíce, nejméně 1 měsíc (3 jedinci) a nejvíce 6 měsíců (1 vyšetřovaný). Vybraní pacienti byli z Oddělení rehabilitace Fakultní nemocnice Olomouc. Všichni byli schopni samostatné chůze a přejít přes schod bez jakékoliv vnější pomoci, byli bez dřívějšího úrazu či operace ramenního kloubu nebo jiných přidružených a závažnějších neurologických onemocnění. Každý ze zúčastněných podepsal informovaný souhlas, že byl srozuměn s průběhem měření a souhlasil se zpracováním dat do diplomové práce. Měření bylo schváleno etickou komisí FZV.

3.2 Postup měření

Každý pacient absolvoval vstupní a výstupní vyšetření na kineziologickém podkladě, v němž jsme se zaměřili na rozsah pohybu ramenního kloubu pomocí goniometru, vyšetření čítí, tonu s využitím modifikované Ashwortovy škály a joint play v glehohumerálním, akromioklavikulárním a sternoklavikulárním skloubení. Dále jsme použili přístrojovou diagnostiku - polyEMG, akcelometr a dynamickou počítačovou posturografii. Přístrojová měření byla prováděna celkem třikrát. První dvě proběhla vždy v jeden den. Poprvé byla měřena aktivita svalů, posturální stabilita a změna pohybu paretické horní končetiny bez aplikace kinesio pásky, podruhé se měřilo ihned po aplikaci kinesio tape. Poslední měření proběhlo třetí den od aplikace funkční pásky.

K aplikaci kinesio pásky (KT) byly vybrány svaly, které souvisejí s patologickou funkcí ramenního pletence u hemiparetického pacienta. Jednalo se o: m. pectoralis major, m. biceps brachii, m. deltoideus 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 dorzi) viz Příloha 1. KT byl aplikován certifikovanou fyzioterapeutkou.

3.2.1 Aplikace kinesio pásky

Pro *m. pectoralis major* jsme používali „Y“ (viz kap. 1.1.3) typ pásky o šířce 2,5 cm a s délkou odpovídající vzdálenosti acromion – sternum. Výchozí pozicí byl vzpřímený sed. Bazi pásky jsme aplikovali na oblast akromionu v nulovém postavení v ramenním kloubu. Koncová klavikulární část byla dána těsně pod klavikulu k úponům *m. PM*, a to v pozici 90° abdukce, 90° flexe a maximálně možné vnitřní rotace ramenního kloubu. Druhá abdominální koncová část se lepila v postavení 90° abdukce, 90° flexe a maximální zevní rotace paže na abdominální vlákna svalu. Vše s použitím žádného až minimálního tahu (do 5-10 % protažlivosti).

Pro *m. biceps brachii* používáme tvar „I“ (viz kap. 1.1.3) se šířkou pásky 5 cm a s rozměrem acromion – loketní kloub. Výchozí pozicí byl vzpřímený sed s postavením ramenního kloubu v extenzi a zevní rotaci, loketní kloub v extenzi a ve středním postavení předloktí. Ve všech udaných kloubech byl maximální možný rozsah. Baze funkční pásky byla bez tahu umístěna na akromionu.

M. deltoideus jsme aplikovali ve tvaru „Y“ o šířce 2,5 cm a rozměru acromion – tuberositas deltoidea. Přikládal se ve vzpřímeném sedu, kdy baze pásky byla na tuberositas deltoidea v nulovém postavení ramenního kloubu. Přední koncovou část pásky jsme aplikovali v maximální extenzi a zevní rotaci. Zadní, koncová část pásky byla opět bez tahu přiložena na zadní část deltového svalu v horizontální pozici paže s vnitřní rotací. Výsledný tvar funkční pásky opisoval okraje svalu.

Scapula tape jsme nalepili ve tvaru „Y“ o šířce 2,5 cm o rozměru acromion – k páteři směrem přes *angulus inferior scapule*. Aplikace se prováděla ve vzpřímeném sedu s nulovým postavením v ramenním kloubu a bází v oblasti páteře – dolní úhel lopatky. Koncové části se nalepily s 50 % tahem na hranu lopatky směrem k akromionu.

V rámci celého výzkumu jsme používali KT s turmalínem jako přísadou v lepidle. Barva pásky byla odstínu hnědé nebo šedé. Po každé aplikaci pásky jsme aktivovali KT formou tření pro zahřátí a zvýšení funkce lepidla. Toto jsme provedli vždy bez změny pozice ve výchozím nastavení pro aplikaci. To by mělo zajistit kvalitní přilepení a správně nastavenou funkci KT.

3.2.2 Přístrojová vyšetření

3.2.2.1 Vyšetření pomocí povrchová elektromyografie

Nejprve jsme seznámili a připravili probanda na měření. Začali jsem očištěním kůže adhezivní pastou v oblasti pro nejlepší aplikaci elektrod, pak se pasta omyla a kůže se osušila. Po té se aplikovali samoadhezivní elektrody paralelně na svalová vlákna vždy dvě těsně u sebe. Na elektrody se připojili předem určené svody ke každému svalu. Na oblast C7 jsme dali zemnicí elektrodu. Po zkontrolování správné funkčnosti elektrod se zafixovali zesilovače.

Pomocí povrchové elektromyografie byla snímána svalová aktivita bilaterálně u:

- m. trapezius horní vlákna (m. TH),
- m. serratus anterior (m. SA),
- m. pectoralis major – sternální část (m. PM),
- m. triceps brachii (m. TB),
- m. deltoideus střední vlákna (m. DS).

Aktivita testovaných svalů byla snímána nejprve v klidném stoji. Následně v průběhu přechodu přes schod, kde se zaměřovalo na 1. fázi (iniciační) od začátku fázické aktivity dolní končetiny (DK) do došlapu na schod, a to jak při výstupu na schod paretickou, tak i neparetickou končetinou. Další aktivitou byla chůze o vzdálenosti cca 3 m s opakováním tam a zpět dvakrát. Hodnocený úsek chůze byl od heel strike po midstance jak paretické, tak neparetické DK.

Snímané signály byly zaznamenány programovým systémem MyoVideo. Ke zpracování a vyhodnocení záznamů byl použit program MyoResearch XP Master Edition 1.07.09. Konečný signál byl zrektifikován a vyhlazen (RMS 25 ms). Nejdříve jsme zpracovali průměrnou klidovou aktivitu každého svalu aplikací „Average Activation“. Z těchto hodnot jsme vypočítali směrodatnou odchylku a aktivační hodnotu (AH) – $AH = \text{průměrná klidová svalová aktivita} + \text{její dvě směrodatné odchylky}$. Analyzovali jsme průměrné amplitudy signálu ve vybraném úseku zpracovaného záznamu v aktivitách přechodu přes schod a chůze. Vzniklé průměrné hodnoty byly zpracovány dále v Microsoft Office Excel, které se vydělily AH. Tato výsledná data se dávala ke statistickému zpracování.

3.2.2.2 Vyšetření pomocí akcelerometrie

Akcelerometrií byla hodnocena změna pohybu (zrychlení) hemiparetické i zdravé horní končetiny během přechodu přes schod. Akcelerometr se přiložil a zafixoval při semiflexi v loketním kloubu latero-dorzálně ve vzdálenosti šířky palce od laterálního epikondyly. Měření probíhalo současně s testováním ve všech testech na posturografu a polyEMG. Zjišťovali jsme zrychlení ve dvou osách - ose X ventro - dorzálním směru a ose Y latero - laterálním směru. Zpracování výsledků probíhalo na stejném principu jako EMG. Vyhodnocovali jsme průměrné zrychlení vybraného úseku.

3.2.2.3 Vyšetření pomocí dynamické počítačové posturografie

Testovaná aktivita přechod přes schod byla realizována na tenzometrické plošině modulu dynamické počítačové posturografie Balance Master System (BMS). Přechod přes schod je označený v modulu jako test Step up/over. Šest pacientů překračovalo schod o výšce 20 cm a pět probandů o výšce 10 cm. Nejprve nakračovali levou a následně pravou dolní končetinou. Kvůli náročnosti celého měření, které trvalo průměrně 1,5 hod, se prováděl přechod přes schod v plném měření u 7 probandů, 2 opakování u 3 jedinců. U 1 pacienta se testovalo v prvním bloku vyšetření jeden pokus každou DK, ale u posledního měření už dvakrát.

Hodnoceny byly parametry: **Lift-Up Index** (udává průměrnou maximální sílu dolní končetiny při výstupu na schod), **Impact Index** (hodnotí sílu dolní končetiny v momentě došlapu ze schodu. Oba parametry jsou udávány v procentech vůči tělesné hmotnosti). **Movement Time** (zaznamenává celkovou dobu přechodu přes schod, udává se v sekundách).

3.3 Statistické zpracování dat

Pro statistické zhodnocení naměřených dat se použil program IBM SPSS Statistics 19. Porovnávaly se výsledky ze všech tří měření svalových aktivit těchto svalů: m. trapezius horní vlákna, m. triceps brachii, m. serratus anterior, m. deltoideus střední vlákna, m. pectoralis major. Jednalo se o následující aktivity: přechod přes schod a chůze. Dále hodnoty akcelerometru v osách X a Y v těchto aktivitách. Hodnocena byla také data z posturografického vyšetření parametru Lift – Up Index, Movement Time a Impact Index. Poslední výsledné hodnoty se statisticky zpracovávaly ze dvou měření - před aplikací KT a po třech dnech působení pomocí goniometru, kterým se vyšetřoval rozsah pohybu

paretického pletence ramenního. Ve třetím měření byly výsledné hodnoty o jednoho probanda méně z důvodu nespolupráce. Hypotézy H_{01} - H_{03} v bodě a (v posturografických parametrech (Lift-up index, Impact Index, Movement Time)) a hypotéza H_{07} byly statisticky zpracovány pomocí párového Studentova t – testu. Hypotézy H_{01} - H_{03} v bodech b – c (svalová aktivita, souhyb paretickou HK) a hypotézy H_{04} - H_{06} se hodnotily dle Wilcoxonova párového testu neparametrické statistiky. Statistická významnost byla určena na pětiprocentní hladině ($p < 0,05$).

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky vědecké otázky č. 1

Vědecká otázka č. 1 zněla: „Má kinesio taping na pletenci ramenním vliv na posturální chování při přechodu přes schod u pacientů po CMP?“.

Vědecká otázka byla řešena ve třech hypotézách H_01 - H_03 . Každá hypotéza se skládala ze tří podbodů (podhypotéz) – parametry posturografie, svalová aktivita, souhyb paretické horní končetiny. Výsledky jsou zpracovány z parametrů z posturografie (Lift – Up Index (%), Impact Index (%), Movement Time (sec)), akcelometru na paretické straně a v neposlední řadě svalové aktivity paretické strany - m. triceps brachii, m. pectoralis major, m. deltoideus střední vlákna, m. trapezius horní vlákna, m. serratus anterior mezi jednotlivými měřeními. Hodnotily se rozdíly výsledků z úseku přechodu přes schod (PPS) od došlapu DK na schod po dobu jednooporové stojné fáze na schodu jak paretickou DK, tak i neparetickou DK. Výsledná data jsou zpracována na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ a jsou názorně zpracována do tabulek 1 – 9, v obrázcích 1 - 15 je grafické znázornění celkových průměrů dat.

4.1.1 Výsledky k hypotéze H_01

Hypotéza H_01 ve znění: „Není statisticky významný rozdíl mezi provedením aktivity před a hned po aplikaci kinesio pásy.“.

4.1.1.1 V posturografických parametrech:

Podle Studentova párového t-testu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ při přechodu přes schod:

- **Paretickou dolní končetinou** není prokázán statistický významný rozdíl v *Lift-Up Indexu*, *Impact Indexu* a ani v *Movement Time*, přestože se průměrný čas provedení reálně snížil. **V těchto bodech hypotézu H_01 nelze zamítnout.**
- **Neparetickou dolní končetinou** není statický významný rozdíl v *Lift-Up Indexu*, *Impact Indexu*. V *Movement Time* je prokázán statisticky významný rozdíl mezi měřeními před a bezprostředně po aplikaci KT se sníženou dobou provedení u 10 probandů. **Hypotézu H_01 pro PPS neparetickou DK v parametru Movement**

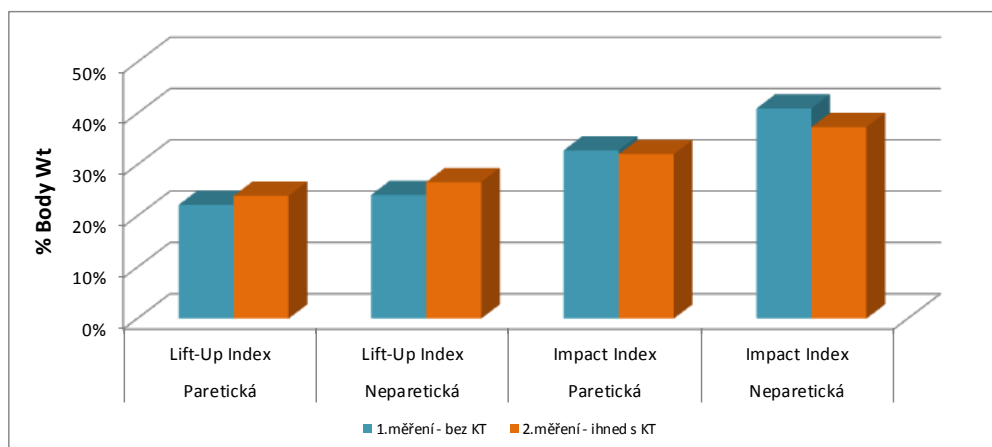
Time zamítáme. V ostatních parametrech hypotézu H_0 1 pro PPS neparetickou DK nelze zamítnout.

Tabulka 1: Statistické parametry z PPS porovnání mezi 1. a 2. Měřením

1. - 2. měření	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviat.	Std. Err Mean	95% CID				
				Lower	Upper			
PPS paretickou DK								
LU	-1,772	11,844	3,571	-9,729	6,185	-,496	10	,630
MT	,119	1,304	,393	-,757	,995	,303	10	,768
II	,773	5,236	1,579	-2,745	4,291	,490	10	,635
PPS neparetickou DK								
LU	-2,500	11,525	3,475	-10,243	5,243	-,719	10	,488
MT	,509	,688	,207	,047	,971	2,454	10	,034
II	3,618	11,417	3,442	-4,052	11,288	1,051	10	,318

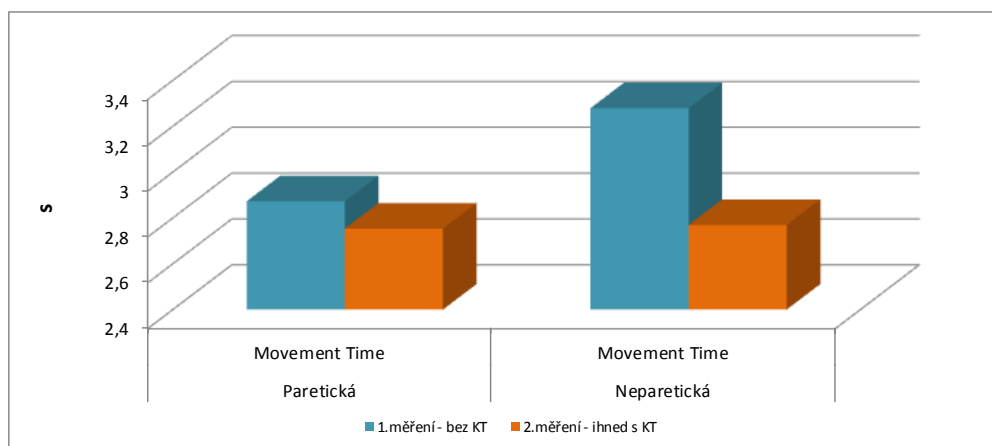
Legenda k tabulce 1: PPS – přechod přes schod, LU – Lift – UP Index, MT – Movement Time, II – Impact Index, Par. – paretická, Nep. – neparetická, t – rozdělení stupňů volnosti, df – stupeň volnosti, p – hladina statistické významnosti, Std. Deviat – směrodatná odchylka, Std. Error mean – směrodatná chyba střední hodnoty, CID - Confidence Interval of the Difference

Obrázek 1: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílu mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 2. měřením bezprostředně po aplikaci kinesio pásky



Legenda k obrázku 1: KT – kinesio tape, % Body Wt- procenta k tělesné hmotnosti

Obrázek 2: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílu mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 2. měřením bezprostředně po aplikaci kinesio pásky



Legenda k obrázku 2: KT – kinesio tape, s – sekunda

4.1.1.2 Svalové aktivita

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ při přechodu přes schod:

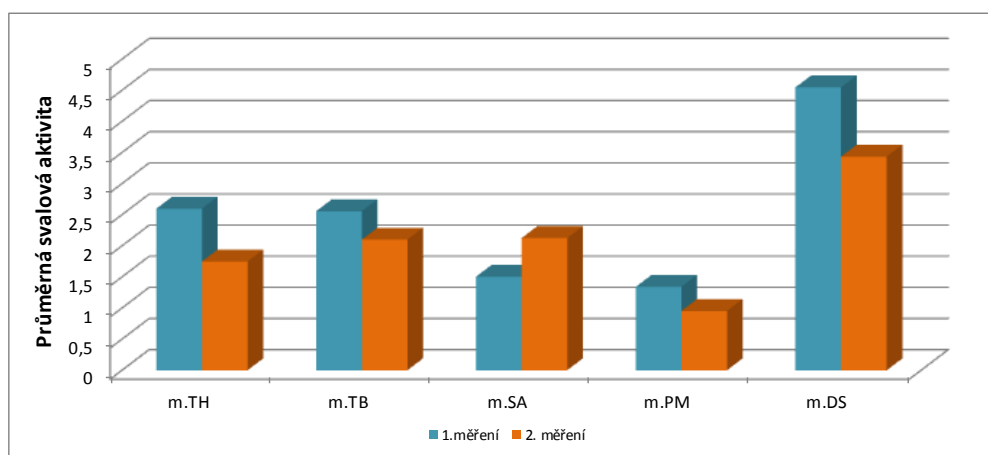
- **Paretickou DK** se neprokázal statisticky významný rozdíl u měřených svalů, i přes naměřené průměrné zlepšení svalové aktivity. Pouze u m. trapezius se signifikance rozdílu svalové aktivity blížila hladině statistické významnosti. Dále došlo k pozitivním změnám ve smyslu snížení aktivity m. pectoralis major u 9 jedinců (81,8 %) a zvýšení aktivity v m. serratus anterior u 7 jedinců (63,6 %). **Tato část hypotézy H_01 nelze zamítnout.**
- **Neparetickou DK** je statistický významný rozdíl u m. trapezius ($p = 0,047$) a m. deltoideus ($p = 0,022$). U ostatních svalů se statisticky významný rozdíl neprojevil, přesto, že byla snížena svalová aktivita m. trapezius horních vláken u 9 jedinců (90%) a m. pectoralis major u 7 jedinců (63,6%), pozitivní nárůst aktivity v m. serratus anterior u 8 jedinců (72,7%). **V tomto bodě hypotézu H_01 zamítáme pouze pro m. trapezius a m. deltoideus při přechodu přes schod neparetickou dolní končetinou. V ostatních bodech hypotézu H_01 nelze zamítnout.**

Tabulka 2: Porovnání základních statistických parametrů při hodnocení změn svalové aktivity při přechodu přes schod mezi 1. a 2. Měřením

1. - 2. měření	m. TH	m. TB	m.PM	m.SA	m.DS
PPS paretickou DK					
Z	-1.784	-1.682	-1.478	-.357	-1.580
Asymp. Sig. (2-tailed)	,074	,093	,139	,721	,114
PPS neparetickou DK					
Z	-1.988	-1.580	-.622	-1.156	-2.293
Asymp. Sig. (2-tailed)	,047	,114	,534	,248	,022

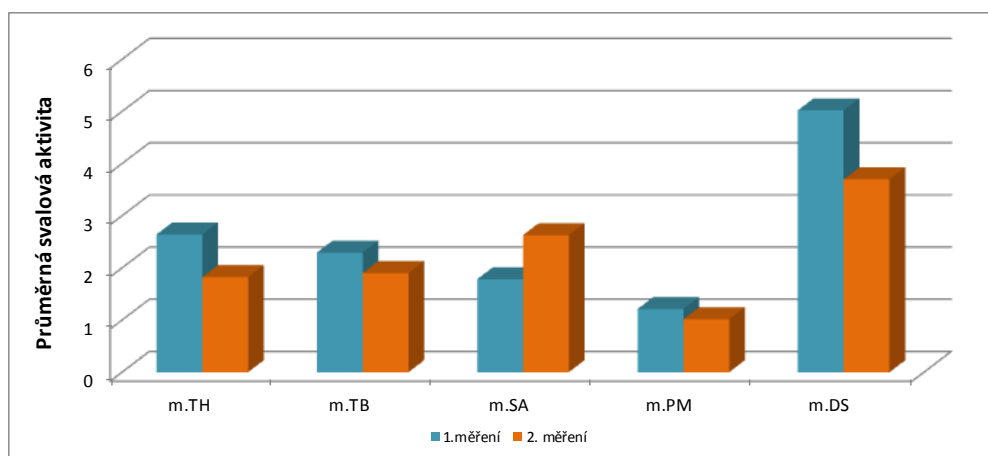
Legenda k tabulce 2: PPS – přechod přes schod, m. TH – musculus trapezius horní vlákna, m. TB – musculus triceps brachii, m.SA – musculus serratus anterior, m. PM – musculus pectoralis major, m. DS - musculus deltoideus střední vlákna, DK – dolní končetina, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti

Obrázek 3: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 2. měřením při přechodu přes schod paretickou DK.



Legenda k obrázku 3: m. TH – musculus trapezius horní vlákna, m. TB – musculus triceps brachii, m.SA – musculus serratus anterior, m. PM – musculus pectoralis major, m. DS - musculus deltoideus střední vlákna.

Obrázek 4: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 2. měřením při přechodu přes schod neparetickou DK



Legenda k obrázku 4: viz legenda k obrázku 3

4.1.1.3 V souhybu paretickou HK:

Podle Wilcoxonova testu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ při přechodu přes schod:

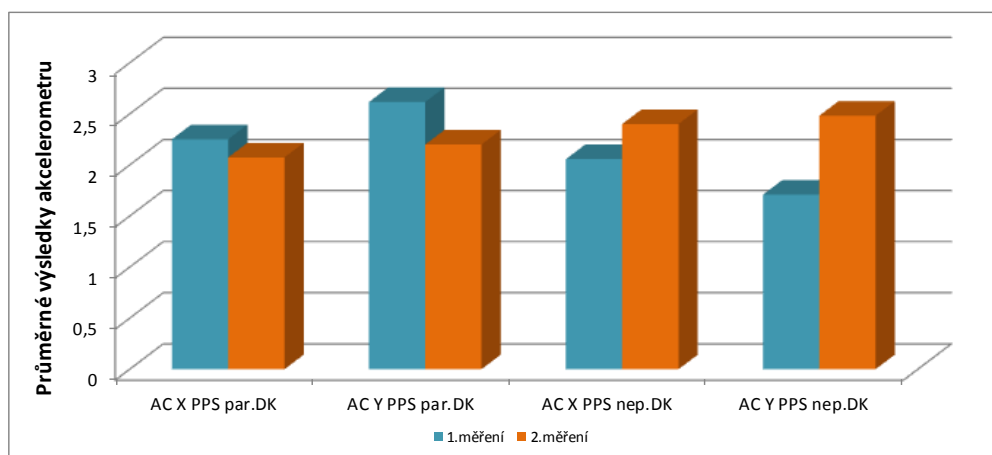
- **Paretickou dolní končetinou** se neprojevil statisticky významný rozdíl mezi měřeními z výsledných hodnot na ose X akcelerometru ani na ose Y. **V tomto bodě hypotézu H_01 nemůžeme zamítnout.**
- **Neparetickou dolní končetinou** je statisticky významný rozdíl ve zrychlení souhybu paretickou HK v ose Y mezi 1. a 2. měřením ($p = 0,021$). Zlepšení se zjistilo u 8 probandů (80 %). V ose Y se neprokázal signifikantní rozdíl měření. **Hypotézu H_01 v této části pro osu Y DK zamítáme. Hypotézu H_01 pro osu X nelze zamítnout.**

Tabulka 3: Statistické parametry z výsledných hodnot z akcelerometru mezi 1. a 2. měření PPS

1. - 2. měření	AC X	AC Y
PPS paretickou DK		
Z	-.415	-.296
Asymp. Sig. (2-tailed)	,678	,767
PPS neparetickou DK		
Z	-1.244	-2.310
Asymp. Sig. (2-tailed)	,214	,021

Legenda k tabulce 4: PPS – přechod přes schod, AC X – akcelerometr osa X, AC Y – akcelerometr osa Y, DK – dolní končetina, p – hladina statistické významnosti, Z – hodnota testovacího kritéria.

Obrázek 5: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 2. měřením bezprostředně po aplikaci KT



Legenda k obrázku 5.: PPS – přechod přes schod, AC X – akcelerometr osa X, AC Y – akcelerometr osa Y, DK – dolní končetina plus par – paretická, nep. – neparetická.

Celkově hypotézu H_01 zamítáme na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ v parametru Movement Time, souhybech paretické HK, a ve svalové aktivitě m. trapezius a m. deltoideus u přechodu přes schod neparetickou DK. Ostatní body hypotézy H_01 nelze zamítnout.

4.1.2 Výsledky k hypotéze H_02

Hypotéza H_02 ve znění: „Není statisticky významný rozdíl mezi provedením aktivity hned po aplikaci kinesio pásky a po třech dnech působení.“

4.1.2.1 V posturografických parametrech:

Podle Studentova párového t-testu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ při přechodu přes schod:

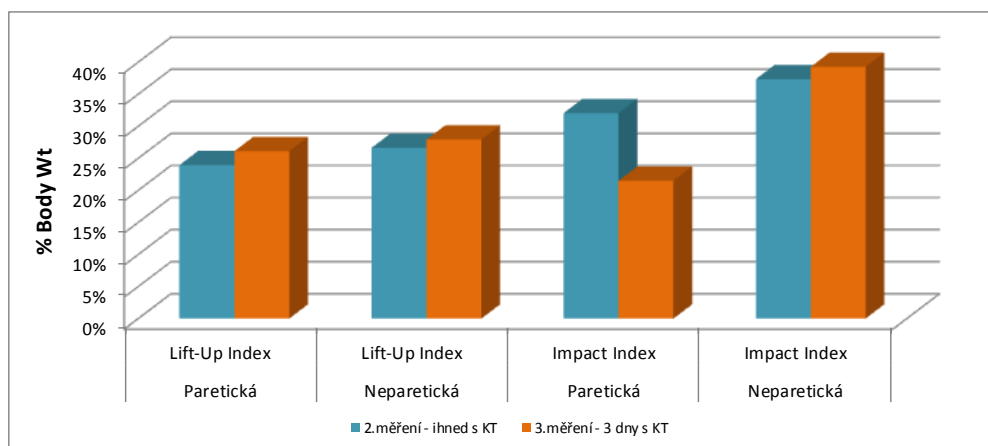
- **Paretickou dolní končetinou** nedošlo ke statisticky významnému zvýšení nášlapové síly v *Lift-Up indexu*, i přes zjištěné zlepšení u 8 probandů (80%). V *Impact Index* není statisticky významný rozdíl mezi 2. a 3. měřením. V *Movement Time* se projevila signifikantní změna $p = 0,022$ u 9 jedinců (90%). **Hypotézu H_02 pro PPS paretickou DK v parametru Movement Time můžeme zamítnout. Ve zbylých parametrech hypotézu H_02 pro PPS nelze zamítnout.**
- **Neparetickou dolní končetinou** není statický významný rozdíl v *Lift-Up Indexu* a *Impact Index*. V *Movement Time* je prokázán statisticky významný rozdíl mezi 2. a 3. měřením, se sníženou dobou provedení u 10 probandů. **V těchto bodech hypotézu H_01 nelze zamítnout.**

Tabulka 4: Statistické výsledky mezi 2. a 3. měřením PPS

2. - 3. měření	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviat.	Std. Err Mean	95% CID				
				Lower	Upper			
PPS paretickou DK								
LU	-1,017	9,877	3,123	-8,082	6,049	-,325	9	,752
MT	,421	,480	,152	,078	,764	2,776	9	,022
II	2,200	7,999	2,529	-3,522	7,922	,870	9	,407
PPS neparetickou DK								
LU	,216	7,957	2,516	-5,476	5,908	,086	9	,933
MT	,260	,521	,165	-,113	,633	1,578	9	,149
II	-,540	8,156	2,579	-6,375	5,294	-,209	9	,839

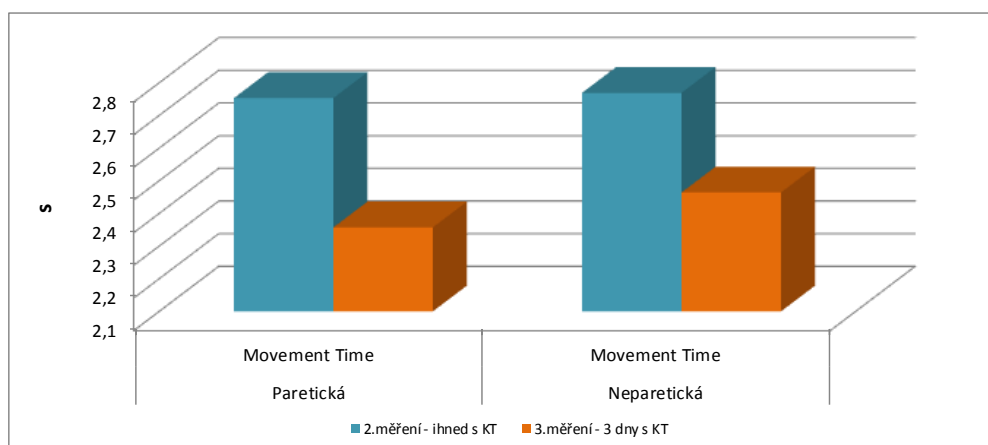
Legenda k tabulce 4: viz legenda k tabulce 1.

Obrázek 6: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílu mezi 2. měřením bezprostředně po aplikaci kinesio pásky a 3. měřením po třech dnech působení



Legenda k obrázku 6: viz legenda k obrázku 1

Obrázek 7: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílu z posturografu mezi 2. měřením bezprostředně po aplikaci kinesio pásky a 3. měřením po třech dnech působení



Legenda k obrázku 7: viz legenda k obrázku 2

4.1.2.2 Svalové aktivita

Podle Wilcoxonova testu prováděného na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ při přechodu přes schod:

- **Paretickou DK** se neprokázal statisticky významný rozdíl u měřených svalů mezi 2. – 3. měřeními. I přes statistickou nevýznamnost došlo k pozitivním změnám ve smyslu zvýšení svalové aktivity u PPS paretickou DK v m. serratus anterior u 7 jedinců (70 %), m. triceps brachii u 8 jedinců (88,8 %). **Tato část hypotézy H_0 nelze zamítnout.**

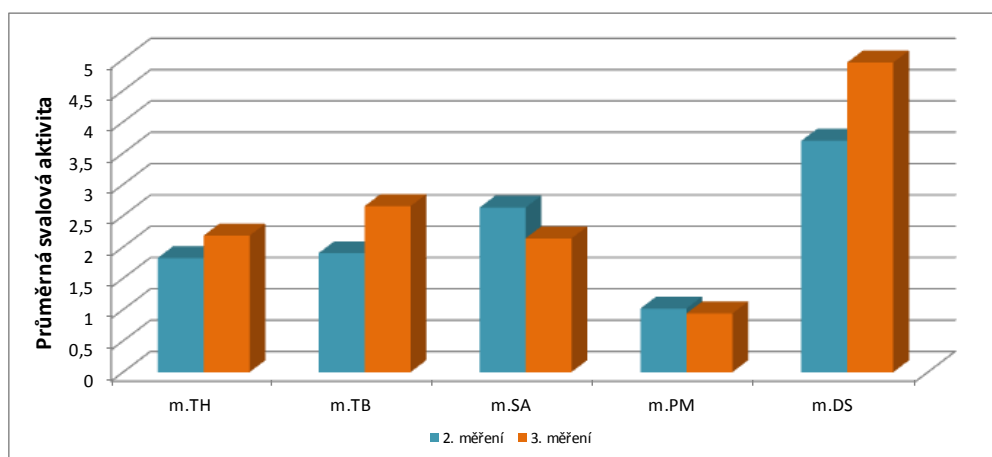
- **Neparetickou DK** není statistický významný rozdíl u měřených svalů, i přes zvýšení nárůstu svalové aktivity v m. serratus anterior u 7 jedinců (70 %) a v m. triceps brachii u 7 jedinců (70 %). **Hypotéza H_02 v tomto bodě nelze zamítnout.**

Tabulka 5: Statistické výsledky změn svalové aktivity u PPS mezi 2. a 3. Měřením

2. - 3. měření	m. TH	m. TB	m.PM	m.SA	m.DS
PPS paretickou DK					
Z	-.652	-1.362	-.533	-1.007	-1.244
Asymp. Sig. (2-tailed)	,515	,173	,594	,314	,214
PPS neparetickou DK					
Z	-1.599	-1.125	-1.580	-.051	-1.481
Asymp. Sig. (2-tailed)	,110	,260	,114	,959	,139

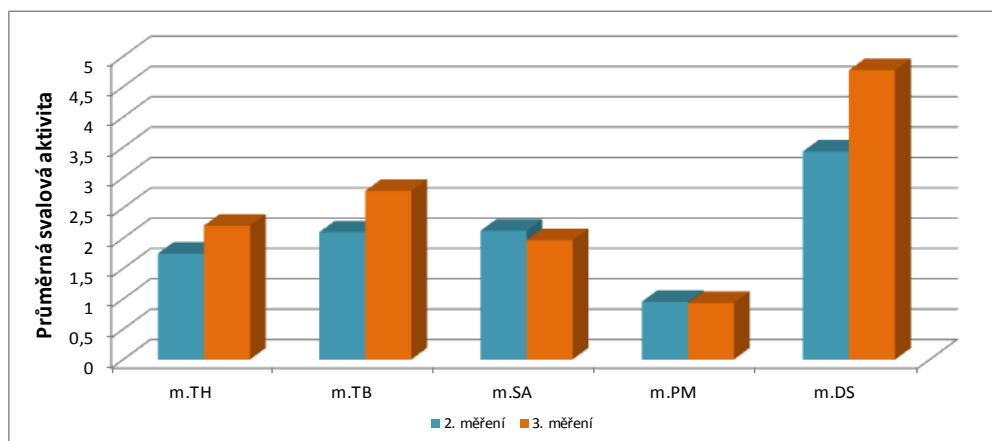
Legenda k tabulce 6: viz legenda k tabulce 2

Obrázek 8: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 2. měřením a 3. měřením při přechodu přes schod paretickou DK.



Legenda k obrázku 8: viz legenda k obrázku 3

Obrázek 9: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 2. měřením a 3. měřením při přechodu přes schod neparetickou DK



Legenda k obrázku 9: viz legenda k obrázku 3

4.1.2.3 V souhybu paretickou HK:

Podle Wilcoxonova testu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ při přechodu přes schod:

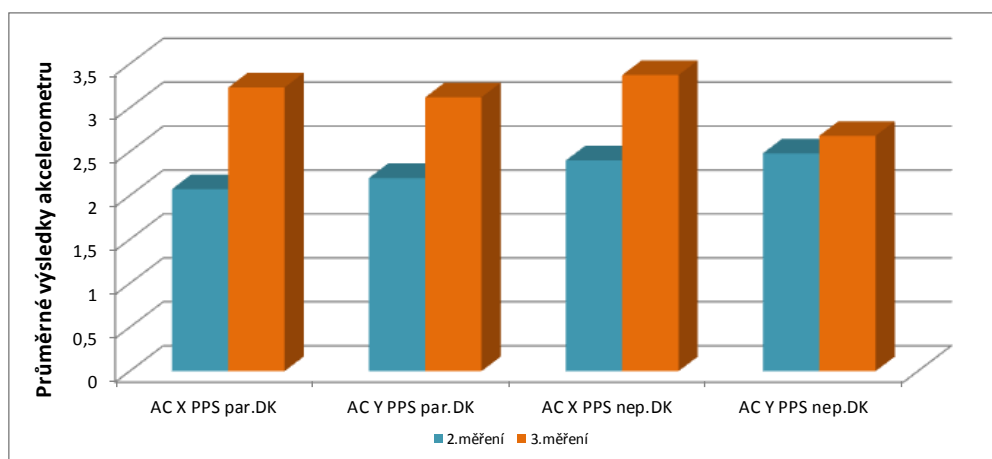
- **Paretickou dolní končetinou** se neprokázal statisticky významný rozdíl zrychlení souhybu HK *na ose X ani na ose Y*, přestože se projevilo zlepšení u 7 probandů (70%). **V tomto bodě nelze hypotézu H_02 zamítnout.**
- **Neparetickou dolní končetinou** se neprojevil statisticky významný rozdíl ve výsledných hodnotách *na ose X akcelerometru ani na ose Y* mezi měřeními ihned po aplikaci a po třech dnech, i přes zjištění průměrného zrychlení souhybu paretické HK viz Obrázek 10. **Hypotézu H_02 pro osu X a Y nezamítáme.**

Tabulka 6: Statistické výsledky změn mezi 2. a 3. měřením při PPS

2. - 3. měření	AC X	AC Y
PPS paretickou DK		
Z	-1.599	-1.362
Asymp. Sig. (2-tailed)	,110	,173
PPS neparetickou DK		
Z	-1.820	-1.260
Asymp. Sig. (2-tailed)	,069	,208

Legenda k tabulce 6: viz legenda k tabulce 3

Obrázek 10: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru mezi 2. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT



Legenda k obrázku 10: viz legenda v obrázku 5

Celkově hypotézu H_02 zamítáme na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ v parametrech Movement Time u přechodu přes schod paretickou DK. Ostatní body hypotézy H_02 nelze zamítnout.

4.1.3 Výsledky k hypotéze H₀₃

Hypotéza H₀₃ ve znění: „Není statisticky významný rozdíl mezi provedením aktivity před aplikací kinesio pásky a po třech dnech působení.“

4.1.3.1 V posturografických parametrech:

Podle Studentova párového t-testu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ při přechodu přes schod:

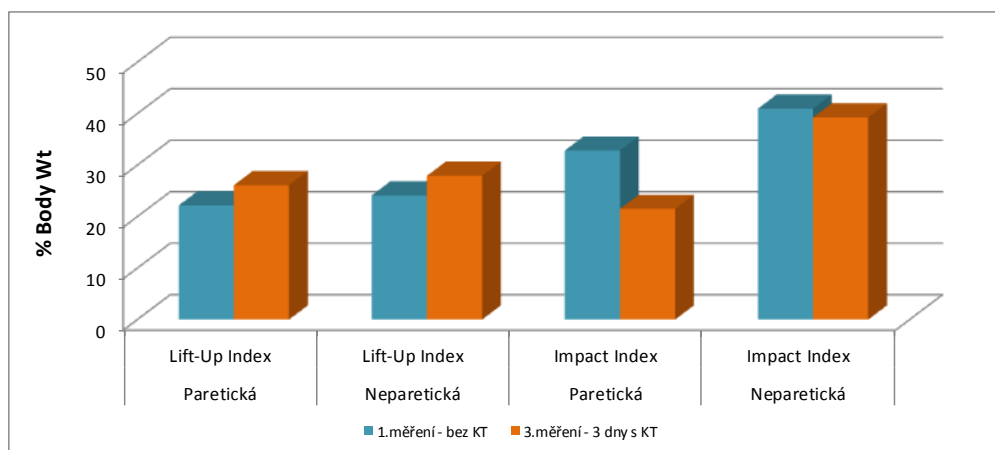
- **Paretickou dolní končetinou** se podařilo dokázat statisticky významné zlepšení $p = 0,011$ v *Lift-Up Indexu* zvýšením nášlapové síly u 9 probandů (90%). V *Impact Indexu* a *Movement Time* není prokázán statistický významný rozdíl mezi měřeními bez aplikace KT a po třech dnech působení. **Hypotézu H₀₃ zamítáme pro PPS paretickou DK v parametru Lift – Up Index. V ostatních bodech hypotézu H₀₃ nelze zamítnout.**
- **Neparetickou dolní končetinou** není staticky významný rozdíl v *Lift-Up Indexu* a *Impact Indexu*. V *Movement Time* je prokázán statisticky významný rozdíl mezi měřeními před a bezprostředně po aplikaci KT se sníženou dobou provedení u 9 probandů (90 %), ($p = 0,036$). **Hypotézu H₀₃ v parametru Movement Time zamítáme. V dalších parametrech nemůžeme hypotézu H₀₃ zamítnout.**

Tabulka 7: Statistická data změn mezi 1. a 3. měření PPS

1. - 3. měření	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviat.	Std. Err Mean	95% CID				
				Lower	Upper			
PPS paretickou DK								
LU	-3,616	3,602	1,139	-6,192	-1,040	-3,175	9	,011
MT	,250	,506	,160	-,113	,612	1,559	9	,153
II	3,134	9,756	3,085	-3,845	10,113	1,016	9	,336
PPS neparetickou DK								
LU	-2,717	6,639	2,100	-7,466	2,033	-1,294	9	,228
MT	,665	,853	,270	,055	1,275	2,465	9	,036
II	4,056	9,083	2,872	-2,441	10,554	1,412	9	,192

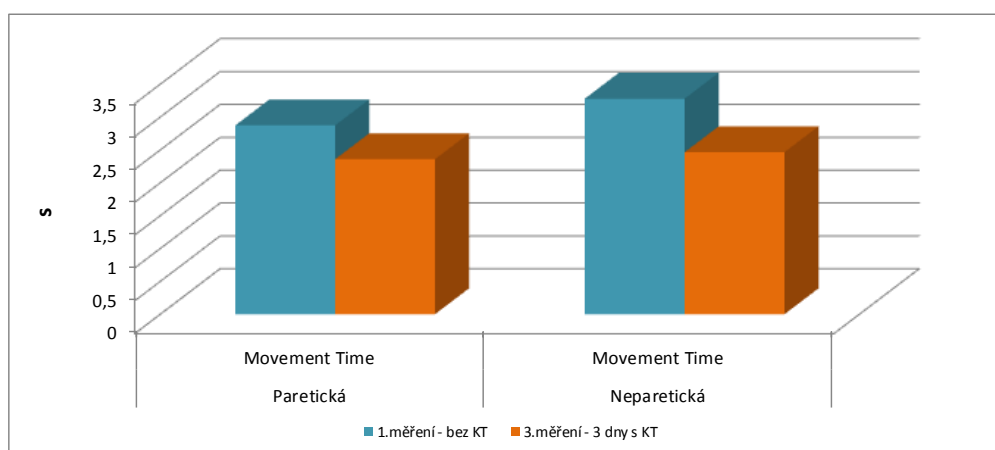
Legenda k tabulce 7: viz legenda k Tabulce 1

Obrázek 11: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílů mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT



Legenda k obrázku 11 : viz legenda k obrázku 1

Obrázek 12: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílů mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT



Legenda k obrázku 12 : viz legenda k obrázku 2

4.1.3.2 Svalová aktivita

Podle Wilcoxonova testu prováděného na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ při přechodu přes schod:

- **Paretickou DK** se neprokázal statisticky významný rozdíl ve svalové aktivitě většiny testovaných svalů. Kromě m. pectoralis major ($p = 0,051$), kdy se aktivita snížila u 9 probandů (90 %) a signifikance rozdílu se blížila hladině významnosti. Celkově průměrný projev svalové aktivity je na obrázku 13. **Tato část hypotézy H_02 se nelze zamítnout.**

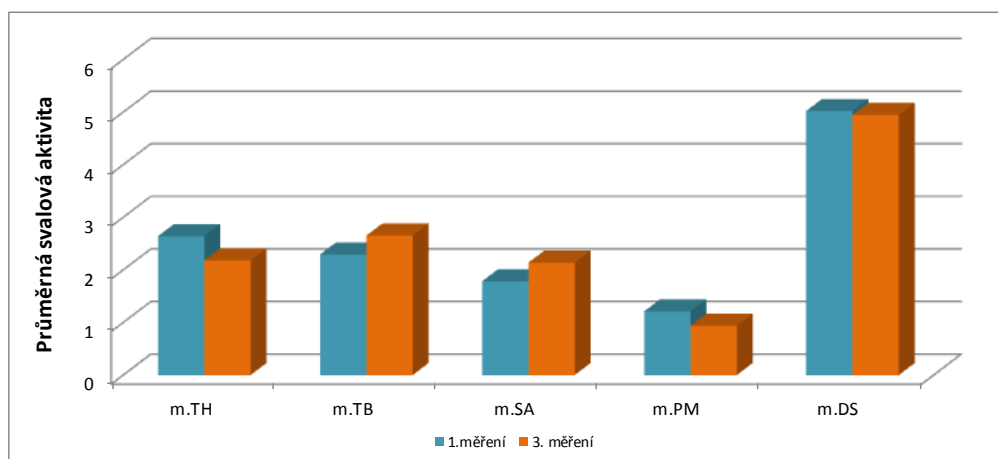
- **Neparetickou DK** není statisticky významný rozdíl u testovaných svalů mezi měřeními bez KT a po třech dnech působení, i přes snížení nárůstu svalové aktivity m. trapezius u 7 jedinců (70 %). **V tomto bodě hypotéza H_03 nelze zamítnout.**

Tabulka 8: Statistické výsledky změny svalové aktivity u PPS mezi 1. a 3. Měření

1. - 3. měření	m. TH	m. TB	m.PM	m.SA	m.DS
PPS paretickou DK					
Z	-1.362	-.296	-1.955	-.533	-.296
Asymp. Sig. (2-tailed)	,173	,767	,051	,594	,767
PPS neparetickou DK					
Z	-1.599	-.178	-.051	-.561	-.178
Asymp. Sig. (2-tailed)	,110	,859	,959	,575	,859

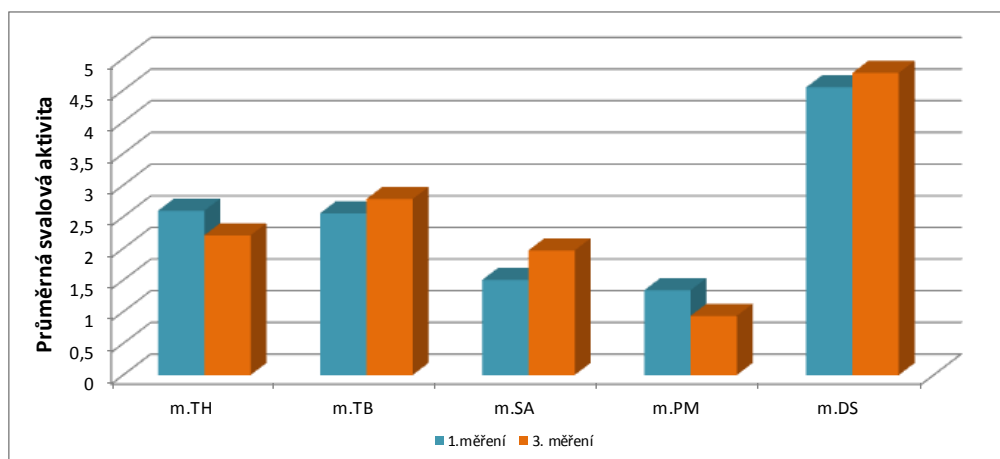
Legenda k tabulce 9: viz legenda k tabulce 2

Obrázek 13: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 3. měřením při přechodu přes schod paretickou DK



Legenda k obrázku 13: viz legenda k obrázku 3

Obrázek 14: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 3. měřením při přechodu přes schod neparetickou DK.



Legenda k obrázku 14: viz legenda k obrázku 3

4.1.3.3 V souhybu paretickou HK:

Podle Wilcoxonova testu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ při přechodu přes schod:

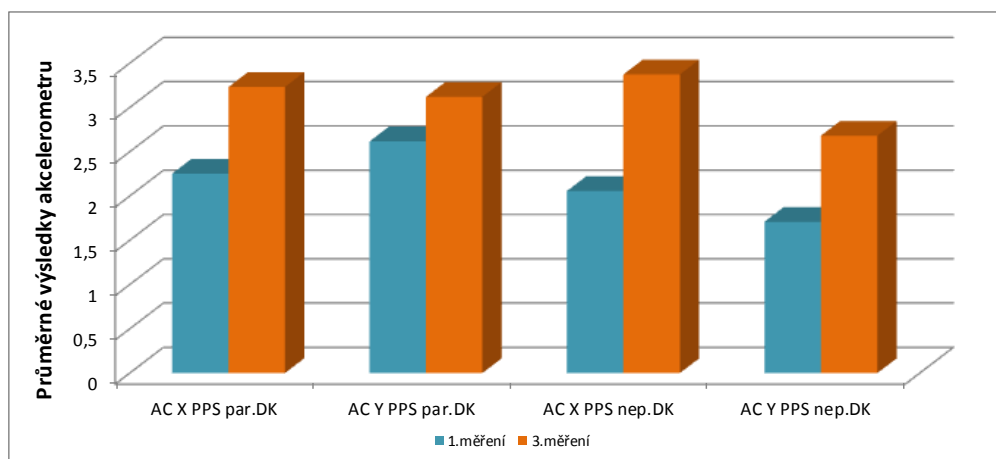
- **Paretickou dolní končetinou** není statisticky významný rozdíl výsledných hodnot na *ose X* akcelerometru, ani na *ose Y* mezi 1. a 3. měřením. **V tomto bodě hypotézu H_03 nemůžeme zamítnout.**
- **Neparetickou dolní končetinou** se neprokázal statisticky významný rozdíl ve zrychlení souhybu paretickou HK v *ose Y* a *X*. I přes statistickou nevýznamnost se zlepšení projevilo viz obrázek 15. **Hypotézu H_03 nelze v těch to bodech zamítnout.**

Tabulka 9: Statistické parametry akcelometru mezi 1. a 3. měřením PPS

1. - 3. měření	AC X	AC Y
PPS paretickou DK		
Z	-1.014	-.507
Asymp. Sig. (2-tailed)	,310	,612
PPS neparetickou DK		
Z	-1.376	-.764
Asymp. Sig. (2-tailed)	,169	,445

Legenda k tabulce 10: viz legenda k tabulce 3

Obrázek 15: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT



Legenda k obrázku 15: viz legenda k obrázku 5

Celkově hypotézu H_03 zamítáme na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ v parametrech Movement Time u přechodu přes schod neparetickou DK a Lift- Up Index paretickou DK. Ostatní body hypotézy H_03 nelze zamítnout.

4.2 Výsledky vědecké otázky č. 2

Otázka č. 2 zněla: „Má kinesio taping na pletenci ramenním vliv na posturální chování při chůzi u pacientů po CMP?“.

Vědecká otázka č. 2 byla řešena ve třech hypotézách H_04 - H_06 . Hodnotili jsme rozdíly výsledků během chůze z vybraného záznamu od heel strike po midstance pomocí akcelometru a EMG svalové aktivity m. TB, m. PM, m. TH, m. SA a m. DS mezi jednotlivými měřeními. To vše bylo nasnímáno na paretické straně. Použitá data jsou vybrána z úseku krokového cyklu jak paretickou, tak i neparetickou DK. Výsledná data jsou zpracována na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ a jsou názorně zpracována do tabulek 10 - 15. V obrázcích 16 - 24 je grafické znázornění celkových průměrů dat.

4.2.1 Výsledky k hypotéze H_04

Hypotéza H_04 ve znění: „Není statisticky významný rozdíl mezi provedením aktivity před a hned po aplikaci kinesio pásky.“.

4.2.1.1 Svalová aktivita

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ během chůze (viz. Tabulka 11):

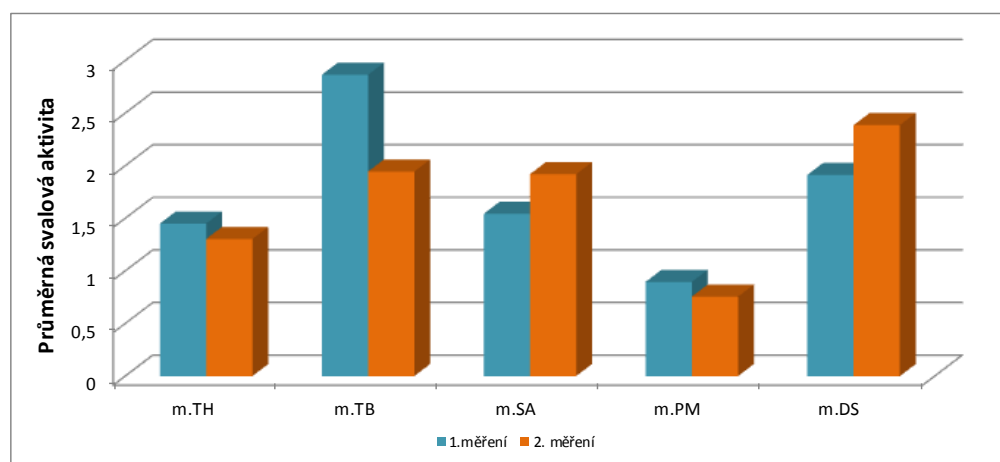
- **Paretickou DK** se neprokázal statisticky významný rozdíl svalové aktivity u měřených svalů, i přes naměřené průměrné zlepšení, jako zvýšení svalové aktivity m. SA u 8 jedinců viz obrázek 16. **Tato část hypotézy H₀₄ se nezamítá.**
- **Neparetickou DK** není statisticky významný rozdíl u všech snímaných svalů. I navzdory statistické nevýznamnosti se naměřilo zlepšení u m. serratus anterior, m. trapezius a m. deltoideus. Statistická signifikance aktivity m. triceps brachii se blížila ke hladině statistické významnosti ($p = 0,093$), přesto došlo k překvapivému snížení aktivity tohoto svalu u 7 jedinců (70 %). **V tomto bodě hypotézu H₀₄ nelze zamítnout.**

Tabulka 10: Statistická výsledná data změny svalové aktivity během chůze mezi 1. a 2. Měřením

1. - 2. měření	m. TH	m. TB	m.PM	m.SA	m.DS
Chůze - heel strike paretickou DK					
Z	-.764	-.561	-.969	-1.580	-1.478
Asymp. Sig. (2-tailed)	,445	,575	,333	,114	,139
Chůze - heel strike neparetickou DK					
Z	-1.070	-1.682	-.153	-.866	-.663
Asymp. Sig. (2-tailed)	,285	,093	,878	,386	,508

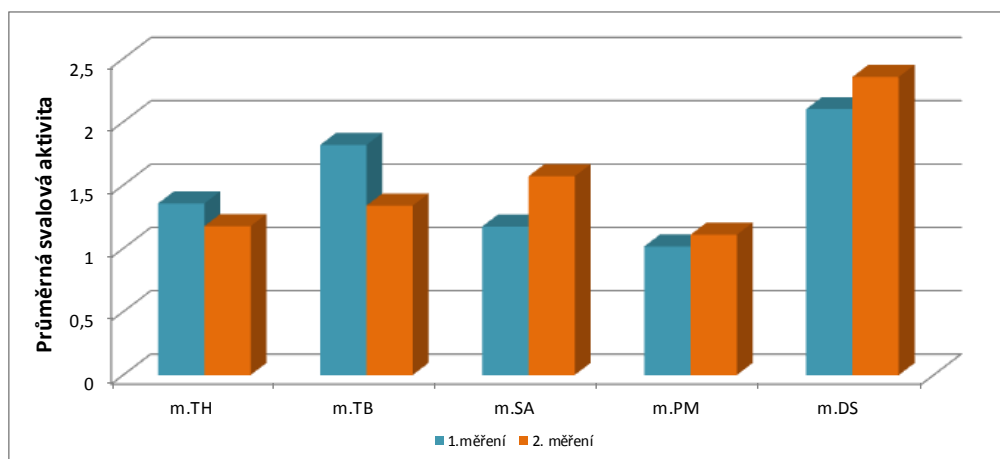
Legenda k tabulce 11: m. TH – musculus trapezius, m. TB – musculus triceps brachii, m. SA – musculus serratus anterior, m. PM – m. pectoralis major, m. DS . musculus deltoideus, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti

Obrázek 16: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 2. měřením během chůze paretickou DK



Legenda k obrázku 16: m. TH – musculus trapezius horní vlákna, m. TB – musculus triceps brachii, m.SA – musculus serratus anterior, m. PM – musculus pectoralis major, m. DS - musculus deltoideus střední vlákna

Obrázek 17: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 2. měřením během chůze neparetickou DK.



Legenda k obrázku 17: viz legenda k obrázku 16.

4.2.1.2 V souhybu paretickou HK:

Podle Wilcoxonova testu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ při přechodu přes schod s přehledem v Tabulce 12:

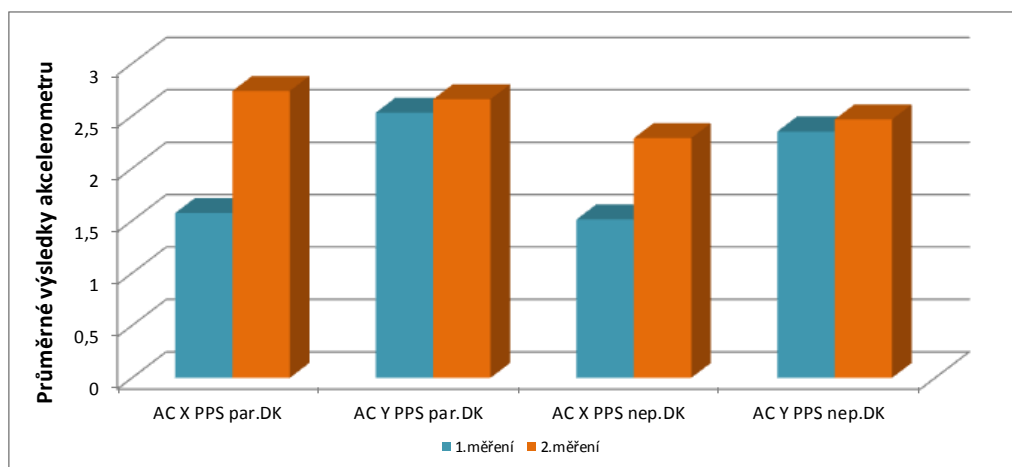
- **Paretickou dolní končetinou** se neprojevil statisticky významný rozdíl mezi měřeními z výsledných hodnot na *ose Y* akcelerometru. U změn v *ose X* se nepodařilo prokázat statistickou signifikanci ($p = 0,069$), přes průměrné zlepšení u 6 jedinců (75 %), viz Obrázek 17. **V tomto bodě hypotézu H_04 nemůžeme zamítnout.**
- **Neparetickou dolní končetinou** není statisticky významný rozdíl ve zrychlení souhybu paretickou HK ($p = 0,069$) v *ose X* mezi 1. a 2. měřením, přestože se hodnota blížila hladině významnosti a došlo k zlepšení u 7 probandů (75 %). V *ose Y* se neprokázala signifikance rozdílu měření. **Hypotézu H_04 nelze zamítnout.**

Tabulka 11: Popisná statistika hodnot akcelerometru mezi 1. a 2. měření při chůzi

1. - 2. měření	AC X	AC Y
Chůze - heel strike paretickou DK		
Z	-1.820	-.840
Asymp. Sig. (2-tailed)	,069	,401
Chůze - heel strike neparetickou DK		
Z	-1.820	-.980
Asymp. Sig. (2-tailed)	,069	,327

Legenda k tabulce 12: AC X – akcelerometr X souřadnice, AC Y – akcelerometr Y souřadnice, DK – dolní končetina, Z – hodnota testovacího kritéria, p – hladina statistické významnosti

Obrázek 18: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru během chůze mezi 1. měřením a 2. měřením.



Legenda k Obrázku 18: PPS – přechod přes schod, AC X – akcelerometr osa X, AC Y – akcelerometr osa Y, DK – dolní končetina plus par – paretická, nep. – neparetická.

Celkově hypotézu H_04 nezamítáme na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

4.2.2 Výsledky k hypotéze H_05

Hypotéza H_05 ve znění: „Není statisticky významný rozdíl mezi provedením aktivity hned po aplikaci kinesio pásky a po třech dnech působení.“

4.2.2.1 Svalová aktivita

Podle Wilcoxonova testu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ během chůze (přehled v Tabulce 13):

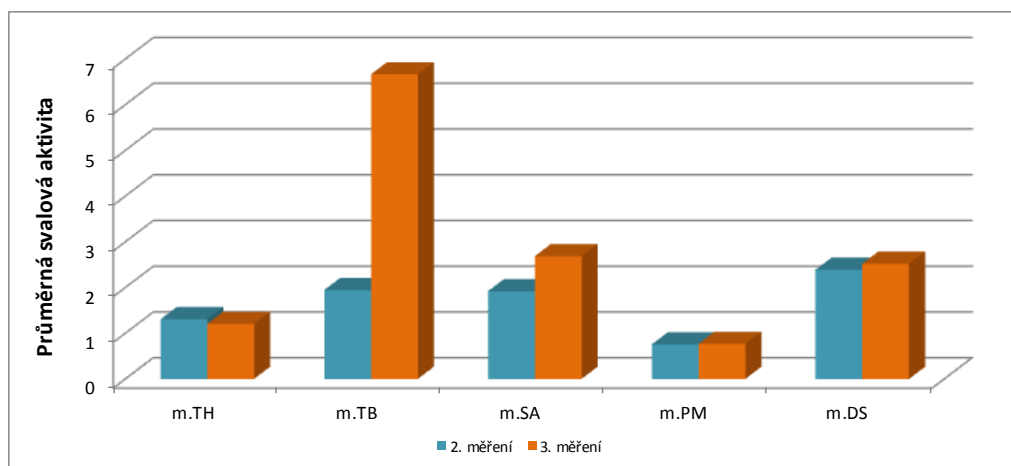
- **Paretickou DK** je statisticky významný rozdíl u m. triceps brachii $p = 0,08$ mezi 2. a 3. měřením, kdy se zvýšila aktivita u všech hodnocených - 9 jedinců. U ostatních měřených svalů se neprokázalo statisticky významné zlepšení. **Tato část hypotézy H_04 se zamítá pro m. triceps brachii. V ostatních bodech se hypotéza H_04 nelze zamítnout.**
- **Neparetickou DK** se prokázal statisticky významný $p = 0,015$ rozdíl a zároveň došlo k navýšení svalové aktivity u 8 probandů (88,8 %) u m. triceps brachii. I navzdory statistické nevýznamnosti u dalších snímaných svalů se změnilo zvýšení svalové aktivity u m. serratus anterior a m. deltoideus, a snížení u m. trapezius a m. pectoralis major. **Hypotézu H_04 pro m. triceps brachii lze zamítnout. V dalších bodech hypotézu H_04 nemůžeme zamítnout.**

Tabulka 12: Statistické výsledky svalové aktivity během chůze mezi 2. a 3. Měření

2. - 3. měření	m. TH	m. TB	m. PM	m. SA	m. DS
Chůze - heel strike paretickou DK					
Z	-1.007	-2.668	-.533	-.770	-1.836
Asymp. Sig. (2-tailed)	,314	,008	,594	,441	,066
Chůze - heel strike neparetickou DK					
Z	-.889	-2.429	-.652	-.889	-1.599
Asymp. Sig. (2-tailed)	,374	,015	,515	,374	,110

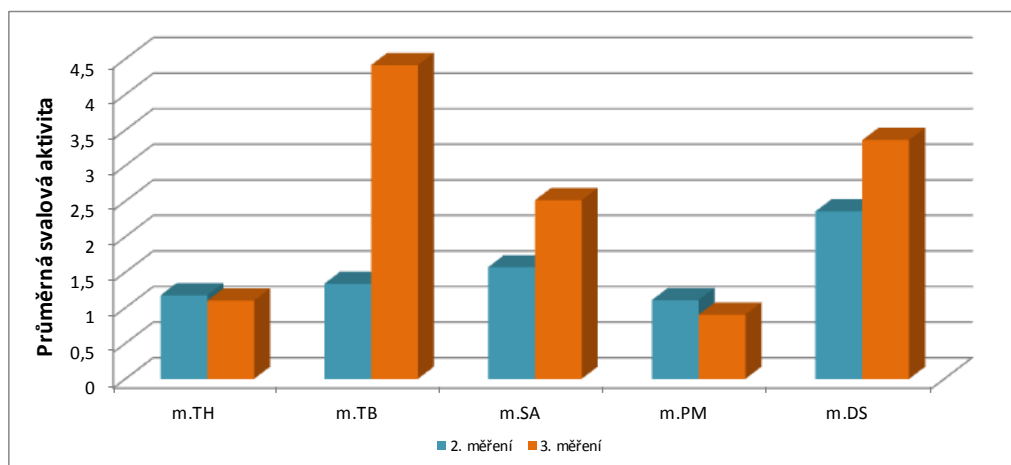
Legenda k tabulce 12: viz legenda k tabulce 10

Obrázek 19: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 2. měřením a 3. měřením během chůze paretickou DK.



Legenda k obrázku 19: viz legenda k obrázku 16.

Obrázek 20: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 2. měřením a 3. měřením během chůze paretickou DK.



Legenda k obrázku 20: viz legenda k obrázku 16.

4.2.2.2 V souhybu paretickou HK:

Na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ během chůze (přehledem v Tabulce 14):

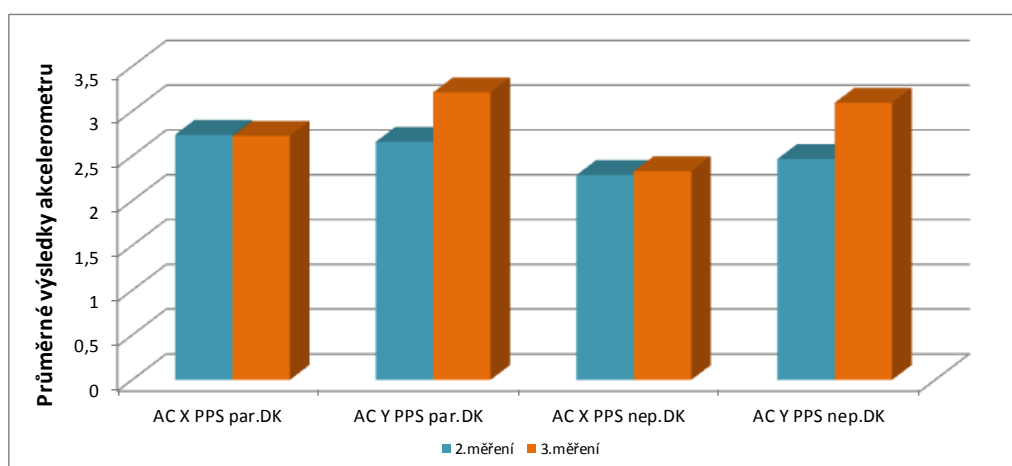
- **Paretickou dolní končetinou** se neprojevil statisticky významný rozdíl mezi měřeními z výsledných hodnot na ose Y akcelerometru. Změny v ose X ukázaly průměrné zlepšení u 6 jedinců, viz Obrázek 21. **V tomto bodě hypotézu H_05 nemůžeme zamítnout.**
- **Neparetickou dolní končetinou** není statisticky významný rozdíl ve zrychlení souhybu paretickou HK v ose Y mezi 1. a 2. měřením. Přestože se ve změnách v ose Y neprokázala statistická signifikance, bylo naměřeno zlepšení u 7 probandů. **Hypotézu H_05 v tomto bodě nelze zamítnout.**

Tabulka 13: Statistická data změn akcelometru mezi 2. a 3. měření během chůze

2. - 3. měření	AC X	AC Y
Chůze - heel strike paretickou DK		
Z	-.051	-.980
Asymp. Sig. (2-tailed)	,959	,327
Chůze - heel strike neparetickou DK		
Z	-.968	-.968
Asymp. Sig. (2-tailed)	,333	,333

Legenda k tabulce 13: viz legenda k tabulce 11

Obrázek 21: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru během chůze mezi 2. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT



Legenda k obrázku 21: viz legenda k obrázku 18

Celkově hypotézu H_05 zamítáme na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ v bodech svalové aktivity m. triceps brachii při iniciaci chůze jak paretickou, tak neparetickou DK. V ostatních bodech hypotézu H_05 nelze zamítnout.

4.2.3 Výsledky k hypotéze H_06

Hypotéza H_06 ve znění: „Není statisticky významný rozdíl mezi provedením aktivity před aplikací kinesio tapu a po třech dnech působení.“

4.2.3.1 Ve svalové aktivitě

Podle Wilcoxonova testu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ během chůze (přehled v Tabulce 15):

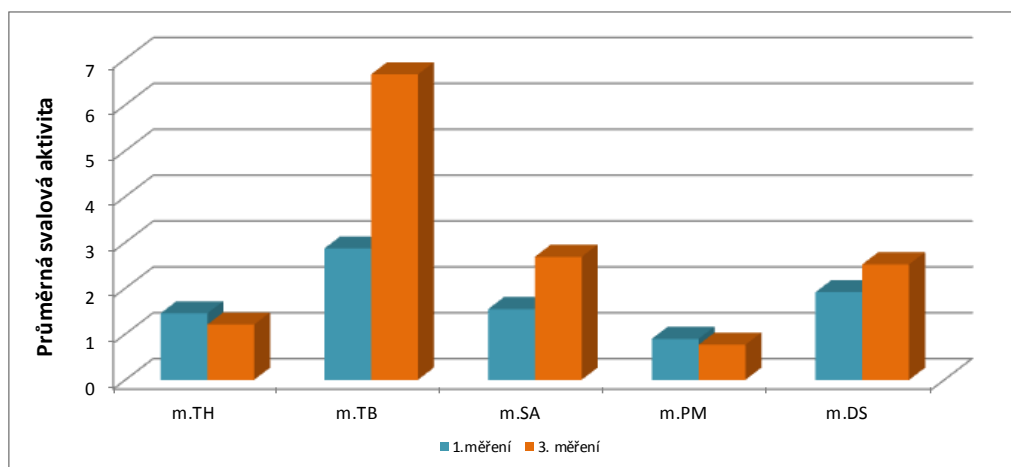
- **Paretickou DK** se projevil signifikantní rozdíl u m. triceps brachii $p = 0,28$ mezi 1. a 3. měřením a skutečně se zvýšila aktivita u 7 jedinců (77,7 %). U ostatních měřených svalů se neprokázalo statisticky významné zlepšení, i přes změřené zlepšení u m. deltoideus u 8 jedinců (88,8 %), což dokazuje přehled průměrného zlepšení v Obrázku 22. **Hypotéza H_06 se zamítá pro m. triceps brachii. V ostatních bodech hypotézy se H_06 nelze zamítnout.**
- **Neparetickou DK** je opět prokázán statisticky významný rozdíl $p = 0,015$ změny svalové aktivity. U m. triceps brachii došlo k navýšení svalové aktivity u 8 probandů (88,8 %). Navzdory statistické nevýznamnosti ve změně svalové aktivity u dalších snímaných svalů se změřilo její zvýšení u m. serratus anterior a m. deltoideus, a snížení u m. trapezius a m. pectoralis major. **Hypotézu H_06 pro m. triceps brachii lze zamítnout. V dalších bodech hypotézu H_06 nemůžeme zamítnout.**

Tabulka 14: Statistické výsledky svalové aktivity během chůze mezi 1. a 3. Měření

1. - 3. měření	m. TH	m. TB	m.PM	m.SA	m.DS
Chůze - heel strike paretickou DK					
Z	-1.362	-2.194	-.059	-.889	-.415
Asymp. Sig. (2-tailed)	,173	,028	,953	,374	,678
Chůze - heel strike neparetickou DK					
Z	-1.244	-2.429	-.059	-.296	-.770
Asymp. Sig. (2-tailed)	,214	,015	,953	,767	,441

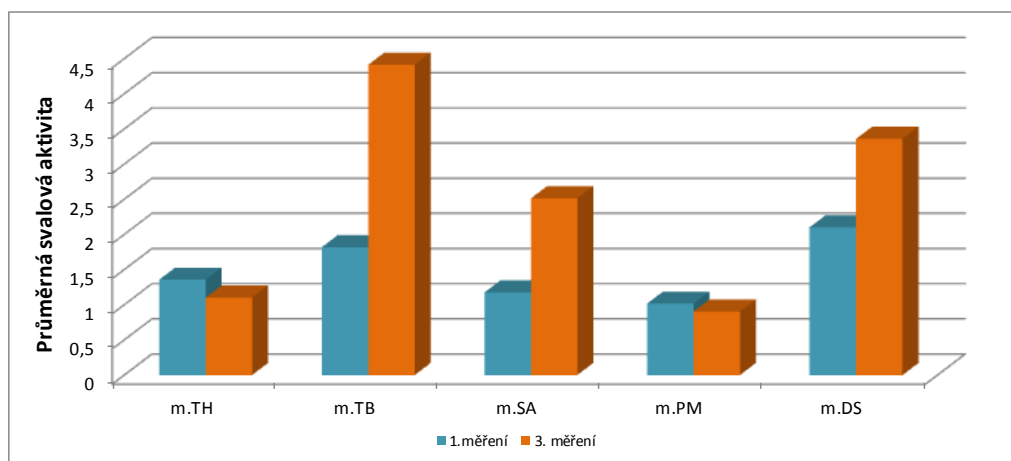
Legenda k tabulce 14: viz legenda k tabulce 10.

Obrázek 22: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 3. měřením během chůze paretickou DK.



Legenda k obrázku 22: viz legenda k obrázku 16.

Obrázek 23: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 3. měřením během chůze neparetickou DK.



Legenda k obrázku 23: viz legenda k obrázku 16.

4.2.3.2 V souhybu paretickou HK:

Podle Wilcoxonova testu na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ během chůze (v Tabulce 16):

- **Paretickou dolní končetinou** se neprojevil statisticky významný rozdíl ($p = 0,063$) mezi 1. a 3. měřením z výsledných hodnot na ose X akcelerometru, i když se přiblížil k hladině statistické významnosti. Přesto bylo změřeno zlepšení v souhybu u 7 probandů (87,5%). Podobný výsledek vyšel i pro osu Y, kdy se hodnota také pouze přibližovala hladině statistické významnosti. Přesto došlo k

průměrnému zlepšení u 6 jedinců (75%), viz Obrázek 17. **V tomto bodě hypotézu H₀₄ nelze zamítnout.**

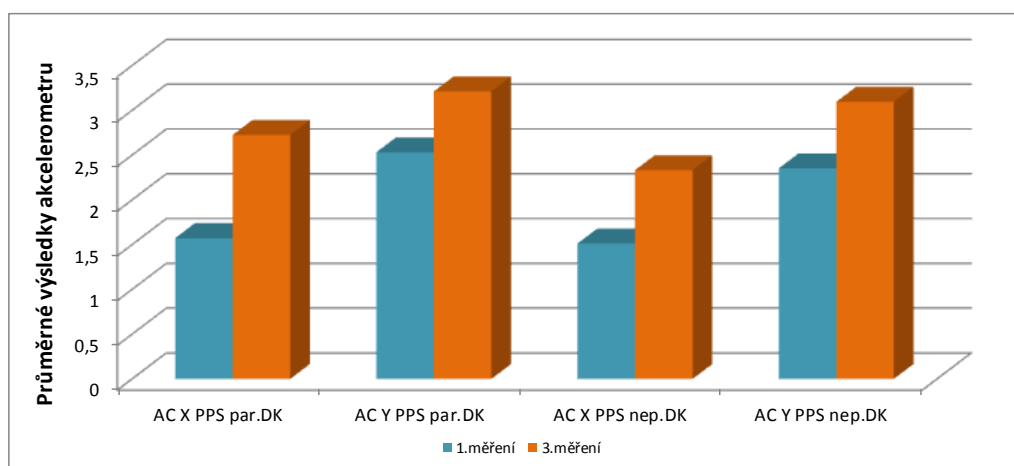
- **Neparetickou dolní končetinou** není statisticky významný rozdíl ve zrychlení souhybu paretickou HK ani v ose Y ani v X mezi měřením bez KT a po třech dnech působení. **Hypotézu H₀₆ pro osu X a osu Y nelze zamítnout.**

Tabulka 15: Statistická data změn akcelometru mezi 1. a 3. měření při chůzi

1. - 3. měření	AC X	AC Y
Chůze - heel strike paretickou DK		
Z	-2.100	-1.070
Asymp. Sig. (2-tailed)	,036	,285
Chůze - heel strike neparetickou DK		
Z	-2.100	-.560
Asymp. Sig. (2-tailed)	,036	,575

Legenda k tabulce 15: viz legenda k tabulce 11.

Obrázek 24: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelometru během chůze mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT



Legenda k obrázku 24: viz legenda k obrázku 18.

Celkově hypotézu H₀₆ zamítáme na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ v bodech svalové aktivity m. triceps brachii při iniciaci chůze jak paretickou, tak neparetickou DK. Dále lze H₀₆ zamítnout i v bodě souhybu paretickou HK v ose X při aktivitě obou DK. V ostatních bodech hypotézu H₀₆ nelze zamítnout.

4.3 Výsledky vědecké otázky č. 3

Vědecká otázka č. 3 zněla: „Má kinesio taping vliv na zlepšení rozsahu v ramenním pletenci?“.

Vědecká otázka č. 3 byla řešena v jedné hypotéze H_07 . Hodnotili jsme rozdíl aktivního i pasivního rozsahu pohybu paretické horní končetiny se zaměřením na problematické pohyby (flexe, abdukce, zevní rotace). Měření probíhalo ve dvou fázích – před aplikací kinesio pásky a po třech dnech působení, a to pomocí goniometru.

4.3.1 Výsledky k hypotéze H_07

Hypotéza H_07 ve znění: „Není statisticky významný rozdíl mezi rozsahy pletence ramenního před a po třech dnech působení kinesio pásky.“.

Podle párového Studentova t – testu jsou statisticky významné rozdíly ve velikosti rozsahu pasivního i aktivního pohybu pletence ramenního před aplikací kinesio pásky a po třech dnech působení na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

- U aktivně provedené flexe je signifikance $p = 0,001$.
- Při pasivní flexi pletence ramenního je signifikance $p = 0,004$.
- Při aktivně provedené abdukci pletence ramenního je signifikance $p = 0,011$.
- U pasivně provedené abdukce pletence ramenního je signifikance $p = 0,005$
- Při aktivní zevní rotaci pletence ramenního je signifikance $p = 0,001$.
- Při pasivně provedené zevní rotaci je signifikance $p = 0,002$.

Hypotézu H_07 zamítáme na hladině statistické významnosti $p < 0,05$.

Tabulka 16: Statistické parametry změn rozsahu pohybu pletence ramenního

Gonio.	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviat.	Std. Err Mean	Interval of the				
				Lower	Upper			
FL P. 1 - 3	-13,000	10,853	3,432	-20,763	-5,237	-3,788	9	,004
FL A 1 - 3	-12,000	7,888	2,494	-17,643	-6,357	-4,811	9	,001
ABD P. 1 - 3	-17,500	15,138	4,787	-28,329	-6,671	-3,656	9	,005
ABD A 1 - 3	-11,500	11,316	3,578	-19,595	-3,405	-3,214	9	,011
ZR P. 1 - 3	-12,000	8,882	2,809	-18,354	-5,646	-4,272	9	,002
ZR A 1 - 3	-13,000	8,563	2,708	-19,126	-6,874	-4,801	9	,001

Legenda k tabulce 17: Gonio - goniometr, FL – flexe, ABD – abdukce, ZR – zevní rotace, A – aktivní, P – pasivní, t – rozdíl stupňů volnosti, df – stupeň volnosti, p – hladina statistické významnosti, Std. Deviat – směrodatná odchylka, Std. Error mean – směrodatná chyba střední hodnoty, CID - Confidence Interval of the Difference

4.4 Výsledky ankety

Cílem ankety bylo zjistit a odpovědět na otázku: „Jak je subjektivně vnímaná kinesio páska u probandů?“.

Výsledky ankety byly hodnoceny součtem a výpočtem procentuálního zastoupení označených možností v anketním lístku. Ten byl zaměřen na subjektivní vnímání probanda na aplikovanou kinesio pásku během tří denního působení. Lístek se skládal se ze 6 otázek se 3 možnostmi odpovědí a 1 otázky týkající se bolestivosti s možnostmi označení dle škály od 1 do 5, kde 1 značila bezbolestivost, viz Příloha 5. Výsledné zpracování anketního výzkumu bylo zaměřeno na subjektivní vnímání změn po aplikaci KT.

Celkové výsledky dat naměřených přístroji byly podpořeny a dohodnoceny kineziologickým vyšetřením a anketou, kde přehledná výsledná data jsou v Příloze 6.

Z výše popsané ankety vyplynulo, že z 11 pacientů vnímalo 9 jedinců (81,8%) kinesio pásku dobře, 1 jedinci (9%) lehce vadila a 1 probandovi (9%) funkční páska vadila. Dva probandi (20%) uvedli, že po aplikaci pásky zaregistrovali mírné svědění. Jeden jedinec (10%) si všiml mírné vyrážky v ohbí lokte. 7 probandů (70%) se po aplikaci funkční pásky cítilo stabilněji a 6 jedinců (60%) uvedlo lepší hybnost. Celkově hodnotilo vliv kinesio pásky bezprostředně po aplikaci a po tří denním působení 9 probandů (81,9%) jako pozitivní, 1 proband (9%) jako neutrální a 1 jedinec (9%) jako negativní.

5 DISKUZE

Za cíl práce jsme se dali zjistit a zhodnotit vliv kinesio pásky na posturální chování hemiparetického pacienta.

Existuje mnoho studií o účincích a vlivech KT v oboru sportovní medicíny, kde je tato páska nejvíce rozšířena (např. studie: Nosaka (1999), Frassine (2007), Hsu (2009)). Tato metoda stále více proniká i do dalších lékařských oborů jako ortopedie, traumatologie, pediatrie, vnitřní lékařství, chirurgie, a neurologie. Proto se objevuje více nových studií s jejich tematikou (Halas et al, 2005; Szczegieliński, 2007a; Szczegieliński, 2007b).

Lokální účinky kinesio pásky jsou z výzkumů a pilotních prací poměrně prokázané, ale studii o vzdálenějším vlivu KT v rámci celkového posturálního chování je minimum. To byl podnět vytvořit práci, která by zahrnovala nejen komplexnější vliv, ale i lokální účinek u neurologických pacientů. Zejména u nich se často diskutuje o době a velikosti efektu KT, protože podle praktických zkušeností s funkční páskou u těchto jedinců její vliv (lokální) není tak rychlý a velký jako např. u traumatologických případů. Kase (2003) a Gerile (2009) doporučují jako nejvýraznější dobu působení jedné aplikace do 3 - 5 dnů a opakování aplikace pásky nejpozději do 7 dnů. U jedinců se spasticitou a výrazným postižením měkkých struktur je většinou doba ovlivnění delší a závisí na míře postižení. Aplikace pásky se musí u nich vícekrát opakovat pro dlouhodobější a komplexnější účinek.

V naší práci jsme se rozhodli zjistit bezprostřední vliv KT a jeho delší účinek po 3 dnech jako ve studii Thelen (2008). Náš prvotní cíl bylo zjištění „čistého“ vlivu KT na posturální chování. Proto jsme se rozhodli pro dny pátek až pondělí, protože o víkendu pacienti nemají fyzioterapii, která by mohla ovlivnit výsledky. Z časových důvodů a pro obtíže s výběrem adekvátních probandů byla v těchto dnech změřeno jen 5 probandů z výsledných 11. U zbylých jedinců měřených v průběhu týdne musíme brát zřetel na probíhající kinezioterapii.

Diskuze k výběru probandů

Pro tuto práci jsme si zvolili probandy s hemiparézou vzniklou po stavu CMP v povodí a. cerebrii media, kdy bývá více postižena horní končetina. U hemiparetických pacientů zpravidla dochází vlivem svalové dysbalance k decentraci ramenního kloubu, která způsobuje nocicepci, mění aferentaci a současně vede k přetěžování určitých svalových skupin a ke vzniku insuficience antagonistických svalů. Na paretické straně je abnormální

svalová aktivita s poruchou zapojování svalových souher z důvodu rozvíjející se spasticity antigravitačních svalů, což se projevuje během aktivit v rámci celé postury (Conrad & Hermenn, 2009).

Jednou z podmínek pro zařazení do testovací skupiny bylo, že měřený jedinec neměl v této oblasti žádné další funkční omezení, protože by mohlo ovlivnit získané výsledky. Do souboru se nám podařilo vybrat a změřit 11 probandů ve věkovém rozpětí (55 ± 10) dle daných kritérií pro snížení variability měřených. Pro náročnost trvání celého měření (až přes 60 min.), které se skládalo z dalších testů neobsažených v této práci, musel proband mít určitou kondici a dovednost zvládnout samostatnou chůzi a přechod přes schod. Určitá únava se do jisté míry na výsledcích mohla projevit, i když při náznaku větší únavy jsme snížili počet opakování jednotlivých aktivit. Při snaze zvládnout aktivitu přes svalovou únavu může docházet k neekonomickému provedení pohybu se zapojováním patologických svalových souher a k asociačním projevům spasticity,

Na paretickou HK jsme aplikovali KT v problematické oblasti pletence ramenního, kde dochází často ke vzniku komplikace po stavu CMP, jako je hemiparetické rameno (HR). Podle různých autorů vzniká HR v období od 1. – 4. měsíce od vzniku CMP (Schustrová, 2004; Krobot, 2005; Conrad & Hermenn, 2009). Proto jsme vybírali probandy převážně v tomto časovém rozmezí. Probandi se nacházeli většinou v přechodném stádiu nastupující spasticity, 2 jedinci byli více ve fázi chabé a 1 jedinec ve spastické. To musíme brát v úvahu při hodnocení získaných výsledků. S porušenou svalovou funkcí a vznikem HR jsou spjaty svaly, na které jsme se zaměřili - m. pectoralis major, m. biceps brachii, m. trapezius horní vlákna, m. serratus anterior a m. deltoideus.

Diskuze k výběru aplikace kinesio pásky

Funkční pásku jsme aplikovali na probandy s cílem přiblížit se k „normálnímu“ svalovému napětí tonu a zlepšit motorickou funkci jedinců. Cíleně jsme nepoužili KT pouze na m. serratus anterior. Ten byla použita aplikace zvaná „scapula“, při níž není ovlivňován cíleně jeden sval, ale na většinu svalů lopatky působil kinesio páska jen parciálně pod místem jejího umístění, a to u m. supraspinatus, m. teres major, minor, m. latissimus dorsi, m. rhomboidei, m. serratus anterior a hlavně m. trapezius. Výraznější ovlivnění svalů je přes optimální postavení lopatky, v kterém jsme nalepili KT. Pro prevenci poruch, bolestivosti a větší efekt ve zlepšení motoriky se využívá více kombinací aplikovaných kinesio a klasické pásek, jak u jedinců s neurologickým postižením, tak i u

pacientů s poraněním ramenního pletence (Thelen, 2008; Murray 2001; Morrissey, 2000; Jaraczewska & Long, 2006). Další aplikací je na m. deltoideus pro snížení bolestivosti i pro prevenci subluxace, protože tento sval má svou stabilizační funkci pro optimální postavení RK. Aktivuje se při zajištění balance. Jedním z prvních projevů poruchy v této oblasti je insuficience zádční části tohoto svalu (Garcia –Muro, 2009).

Obvykle se používá KT na m. biceps brachii při bolestivých stavech ramenního kloubu a u centrálních nervových onemocnění s postižením horní končetiny. M. BB má určitou stabilizační funkci pro postavení ramenního pletence. Dochází u něho často k výraznému přetížení a vzniku lokálního hypertonu a tendinitid (Hermachová, 2011). U neurologických jedinců je flekčním svalem na HK se sklonem ke spasticitě (Kaňovský, 2004). V našem případě se tento faktor a na jeho ovlivnění pomocí KT uplatňuje.

Poslední použitý KT byl na pektorální svaly, prioritně tedy na m. pectoralis major, ale i na m. pectoralis minor. Ten má dle Schusterové (2004) více tendenci ke spasticitě a projevuje více patologií než m. pectoralis major. Oba mají tendenci ke zkrácení a mění postavení RK. Aplikování KT na tuto oblast je jak z důvodů výše vypsanych, tak i pro zajištění vetrální části horního trupu.

Diskuze k průběhu měření

Pacienti po CMP (s hemiparézou) mají zhoršenou volnou kontrolu pohybové koordinace a až případnou úplnou ztrátu účelné motoriky (Schustrová, 2004). Posturální stabilita a velké globální pohyby jsou základ pro tvorbu a obnovu jemné motoriky. U pacientů po CMP se projevují jejich poruchy, proto se terapie prioritně zaměřuje na obnovu hrubé motoriky. Rozhodli jsme se tedy pro zjištění vzdálenějšího účinku KT při vytvoření podpory pro zlepšení posturální stability (hrubá motorika) u těchto pacientů. Toto postižení se promítá do různých funkcí potřebných v každodenním životě jako ve vertikalizaci, lokomoci a sebeobsluze. Pro mnoho pacientů je velkým cílem obnova chůze, což byl podnět pro testování vlivu KT během této aktivity a její náročnější modifikace - přechodu přes schod.

Vybrali jsme se pro analýzu účinku kinesio pásky iniciační úseky těchto aktivit. Při přechodu přes schod jsme hodnotili část od došlapu paty přes přenesení hmotnosti těla do jednooporové fáze na schodu. Pro důležitost této aktivity je nutné zvládnout tento úsek, kde je zapotřebí síla, stabilita a koordinace. U chůze se zpracovávala část podobného charakteru

jako u PPS pro případné srovnání v rámci podobného pohybového chování, a to od heel strike po mid – stance.

Pro komplexnější zhodnocení účinku pásky jsme vyšetřovali posturální chování třemi testovacími metodami. Vyšetřením pomocí posturografie jsme zjišťovali změny v rámci posturální stability, koordinace, svalové síly. Rozdíl schopnosti souhybu ve zrychlení pohybu HKK během chůze a přechodu přes schod jsme měřili prostřednictvím akcelerometru. Hodnoty jsme získávali i ze svalové aktivity z EMG. Svaly, které jsme měřili, jsme vybrali záměrně pro zjištění účinnosti KT na pletenec ramenní buď přímým efektem jako u m. pectoralis major, m. deltoideus a m. trapezius, nebo ovlivnění jeho antagonisty m. triceps brachii a m. serratus anterior. Všechny tyto svaly mají důležitou roli pro optimální funkčnost pletence ramenního. Zjišťovali jsme spolupráci m. SA a m. TH pro stabilizaci lopatky, synergie m. BB s m. TB a m. TB s m. PM. Výsledky m. triceps brachii nám pomůžou ozřejmit posturální chování hemiparetického jedince v rámci schopnosti fázické funkce, a m. pectoralis major antigravitační u paretické HK při chůzi a PPS. A další podnět k volbě m. TB byl ozřejmit, zda má KT vliv na spasticitu, v našem případě u m. BB. Jak m. triceps brachii, tak i m. deltoideus mají ten jako funkční synergisté k hypoaktivitě (Bastlová, 2004) a vykonávají rychlé pohyby vůči trupu. M. deltoideus se aktivují pro zajištění balance (Krobot, 2004, Matjačić, 2005).

Pro celkové posouzení i ze subjektivního pohledu probanda jsme kineziologická vyšetření doplnili anketou. Tou jsme chtěli zjistit, jak vnímají jedinci KT v průběhu jeho působení a zda pozorovali změny v průběhu svých aktivit v rámci pohyblivosti, jistoty a bolestivosti.

5.1 Diskuze k vědecké otázce č. 1

Ve vědecké otázce č. 1 jsme řešili, jak kinesio páska ovlivní posturální chování u hemiparetických jedinců během přechodu přes schod prostřednictvím vyšetření posturografie (parametrech Lift – Up Index, Movement Time, Impact Index), akcelerometru a EMG.

5.1.1 Diskuze k posturálním parametrům z hypotéz H₀₁ – H₀₃

Cílem testování hypotéz bylo prokázat změny posturálního chování při přechodu přes schod ihned po aplikaci kinesio pásky a po třech dnech působení. Jednou z možností testování dynamické schopnosti stability je Step testu (ST). Provádí se individuálním

opakováním nároku na schod a odchodu ze schodu tak rychle, jak je schopen. ST vyžaduje rovnováhu během pohybu DK. Odráží se zde i motorická kontrola a koordinace DKK, jako je schopnost nakročit na schod paretickým chodidlem a pohybovat rychle DK do flexe a zpět do extenze. Při nakročování neparetickým chodidlem musí být paretická DK stále v EX a zajišťuje nosnou funkci pro celou tělesnou hmotnost (Kolářová, 2010)

V parametru *Movement Time* nám ukazují výsledky, že došlo ke zrychlenému provedení aktivity mezi všemi rozdíly měření. Výraznější rozdíly jsou u PPS neparetickou DK mezi 1. a 2. měřením.

Said (2001) udává, že pacienti s CMP většinou modifikují balanci pro větší jistotu tak, že pohyb COM v AP směru zpomalují víc než zdraví jedinci během chůze a při přechodu přes schod. To může souviset s deficitem, jako jsou omezená svalová síla a protažlivost měkkých tkání. Použití kinesio pásky může být předpokladem k lepšímu provedení aktivit, protože dle studií (Chang, 2010) má KT vliv na svalovou sílu, na protažlivost tkání (Vithoulka, 2010) a ovlivnění tonu (Beck et al, 2010). To by naznačovalo možný pozitivní účinek kinesio pásky na posturální stabilitu a strategii pohybu, protože podle výsledků došlo k celkovému průměrnému zrychlení přechodu přes schod a s potvrzenou statistickou významností u PPS neparetickou DK mezi 1. - 2. měřením a měřením bez KT a po třech dnech působení. Výsledky efektu KT byli nejméně výrazné u paretické PPS DK rozdílem měření mezi bez KT a bezprostředním působení. To by mohlo být projevem určité únavy z délky testování, kterou někteří probandi pocítovali. Důkazem je projevující se deficit v kondici, ve svalové síle a v koordinaci pohybu.

To by potvrzovaly další parametry *Lift – Up Index* a *Impact Index*, kde jako u *Movement Time* nedošlo k výraznému zlepšení mezi měřeními bez KT a bezprostředně po aplikaci. Tyto parametry se zlepšovaly postupně až k potvrzení statistické významnosti $p = 0,011$ mezi 1. – 3. měřením u *Lift-Up Indexu*.

Celkově byly lepší výsledky mezi měřeními bez KT a po třech dnech působení ve zrychlení provedení aktivity, použití větší nášlapové síly na schod a mírné snížení došlapové síly, což poukazuje na lepší kontrolu provedení úkonu PPS. To by mohlo podpořit tvrzení o účinnosti KT podle Kase et al. (1996), Gerile (2009), Gwang -Won (2005), že kinesio páska nám dává určitou zevní oporu, a tím určitou možnost snížit stupně volnosti a soustředění na pohyb. Eliminuje případné asociační zvýšení spasticity v rámci usilovného cíleného pohybu, a tím snižuje schopnost plynulejšího provedení pohybu. S tím

by se shodovala studie, kterou provedl Michalak et al. (2009), kde došlo ke snížení spasticity u m. triceps surae a zlepšil se pohybový chůzový vzor u pacientů po CMP.

Efekt kinesio pásky na posturální stabilitu potvrdili Murray et al. (1999,2000,2001), Husk et al. (2001), Garcia (2001) a Villa et al. (2010), i když tyto studie byly prováděny ve statických pozicích na jedné noze či tandem stojí u zdravých jedinců v různých senzorických pozicích. Toto testování dává informace o vyzrálosti zajištění stability a schopnosti jejího předpokladu během chůze zvláště v jednooporové fázi. Tuto vazbu potvrzuje ve svém článku Tošnerová (1999), kde píše: „Janda uvádí, že 85 % fáze kroku je na jedné dolní končetině, takže považuje za normální posturální vzorec stoj na jedné noze.“.

Zlepšení svalové aktivity a synergistické práce se řetězově projeví na posturální stabilitě. Zajištění „stabilizační funkce břicha“ je nezbytné pro švihové pohyby se zevní rotací HK (Krobot, 2004; Lewit 1999). Práce DK a schopnost provést dané aktivity se zajištěnou posturální stabilitou trupem jsou předpokladem pro lepší práci s COM a adekvátní zatížení DK. To se mírně projevilo ve výsledcích parametru *Lift – Up Index*, kde jsme předpokládali zvýšení nášlapové síly zvláště u přechodu přes schod paretickou DK mezi měřeními bez KT a po třech dnech působení. Toto zvýšení je dáno schopností přenést těžiště směrem na paretickou stranu. S tím by souhlasily výsledky diplomové práce Hellebrandové (2011); zjistila, že po aplikaci KT došlo k většímu zatížení paretické DK ve stoji a při vyšetřování Motor Control Testu. Schopnost lépe přenést váhu, prodloužit stojnou fázi u hemiparetické chůze a celkově podpořit krokovou stabilitu pomocí aplikace KT na oblast hlezání kloubu potvrzuje ve své studii Michalak et al (2009). Je třeba si uvědomit, že někteří probandi nepřecházeli přes schod plynule a při nášlapu museli zastavit pro zajištění (nové) atitudy pro dokončení aktivity. Při nedostatku času k vytvoření optimálního výchozího nastavení postury pro lepší stabilitu došlo k neadekvátnímu zatížení paretické strany s horší schopností vyrovnat bilanci a probandi měli tendenci k pádu.

5.1.2 Diskuze ke svalové aktivitě během přechodu přes schod k hypotézám H₀₁ – H₀₃

Cílem testování hypotéz H₀₁ – H₀₃ bylo zjistit změny svalové aktivity při přechodu přes schod po použití kinesio pásky ihned po aplikaci a po třech dnech působení. Na základě účinku a vlastností kinesio pásky bychom po její aplikaci mohli očekávat ovlivnění měkkých tkání, regulace tonu, rozsahu pohybu a tak dále (Kase, 2003; Gerile, 2009), bychom měli očekávat zlepšení aktivní motoriky a reedukaci funkčních svalových synergií.

Tento princip by potvrzovalo, jak uvádí Míková et al. (2008), že prvotní schopností obnovy pojivové tkáně je akumulovat mechanickou energii a až druhotně klinické zlepšení pasivního rozsahu jako předpoklad motoriky.

Výsledky této práce ukazují, že u svalů s tendencí k hypertonu došlo u většiny probandů ke snížení svalové aktivity a dle vyšetření stupně spasticity (dle modifikace Achworthovy škály) docházelo po třídním působení kinesio tape ke zlepšení zhruba o jeden stupeň. Ze svalů, které mají tendenci k hypertonu, jsme měřili m. trapezius descendentní vlákna a m. pectoralis major - sternální část. Při aktivitě přechodu přes schod (PPS) došlo u m. trapezius ihned po aplikaci ke snížení. V případě situace před a po 3 dnech působení pásky tomu bylo přesně naopak. Přesto se jeho aktivita celkově v rozdílu 1. a 3. měření snížila podle průměru výsledných hodnot bez statistického významného rozdílu.

Podobné změny v dobách účinku na svalovou aktivitu pozoroval i ve své studii Hsu et al. (2009), který zkoumal efekt působení kinesio pásky hned po aplikaci a po třídním působení. Největší nárůst aktivity zaznamenali ihned po aplikaci, což se nám potvrdilo, a shodujeme se u svalů hypertonických. Tato studie byla provedena u probandů bez centrálního postižení. Tudíž tito probandi měli jiné ovlivnění aferentace, než jaké se nachází u osob s CMP, u kterých se předpokládá porucha senzomotorické integrace. I přesto z naší práce vyplývá, že kinesio páska má pozitivní účinek, ale výraznější efekt se dá očekávat u těchto pacientů až po delší době opakovaného působení KT v závislosti stavu zlepšování percepce (Gerile, 2009).

V případě ovlivňování pásky na tonus u m. pectoralis major došlo ke kontinuálnímu snížení svalové aktivity. Rozdílný průběh reakce mezi 2. a 3. měřením u m. trapezius a m. pectoralis major si vysvětlujeme tím, že za prvé m. trapezius dle vstupního kineziologického vyšetření měl větší svalové napětí než m. pectoralis major, který tím pádem se lépe ovlivňoval KT. Druhý názor na zvýšení aktivity u m. TH a snížení u m. PM v průběhu 3 dnů působení KT je, že u třetiny pacientů došlo k odlepení kinesio pásky v dolní části lopatky. To neumožňovalo kinesio pásce působit v plné míře a tím udržovat optimální postavení lopatky.

U svalu k tendenci hypotonii (insuficienci, útlumu) m. triceps brachii se naměřila větší svalová aktivita, která může se projevit zvyšující se rychlostí provedení v dané aktivitě (Smith, 1996), což by potvrzovaly naše výsledky, podle kterých došlo k rychlejšímu provedení a nárůstu svalové aktivity m. TB.

Další sval patřící do tohoto zařazení je antagonist m. trapezius horní vlákna – m. serratus anterior (m. SA). Celkově došlo ke zvýšení svalové aktivity jak při výstupu na schod paretickou, tak i neparetickou končetinou Křivku změny svalové aktivity měly oba stejnou, pouze s opačným cílem. Výsledky potvrdily svůj antagonistický vztah. Na základě těchto poznatků můžeme předpokládat vznik recipročního děje, při němž muselo dojít ke snížení aktivity hypertonního svalu, na kterém jsme použili KT, aby mohlo nastat zvýšení aktivity jeho antagonisty. Selkowitz (2007) došel ve své studii k podobným výsledkům, kdy došlo ke snížení aktivity horního fixátoru lopatky (m. trapezius - sestupná vlákna) a naopak ke zvýšení aktivity dolního fixátoru (m. trapezius - vzestupná vlákna). Tyto výsledky také podvrzuje Hsu et al. (2009).

Oblast lopatky byla ovlivněna jak z přímého působení pod KT, tak i významně podle biomechanického principu. Biomechanický efekt pásky potvrzuje i Chen et al. (2008) u patellofemorálního bolestivého syndromu pro lepší stabilizaci kolenního kloubu. Korekci lopatky kinesi páskou došlo k optimálnějšímu mediokaudálnímu postavení, a tím k zajištění lepší svalové souhry jak v oblasti lopatky, tak i následně podle principu zřetězení. To vychází i ze znalostí ontogenetického vývoje motoriky, kdy pro správný postup do vertikály je prioritně zapotřebí mediokaudální postavení lopatky (Kolář, 2009; Kutín, 2011). To by potvrzovalo naše změny ve výsledcích ve svalové aktivitě, zvláště u m. TH a m. SA. Dle optimálního zřetězení ovlivňuje zvýšení svalové aktivity m. serratus anterior aktivitu šikmých břišních svalů, a tím lepší práci břišního svalstva jako celku, se zajištěním lepší stabilizace a rotace trupu. To souvisí s výsledky kineziologického vyšetření, podle kterého došlo k mírnému zlepšení v propojení horního a dolního trupu u většiny pacientů. Tím bylo dosaženo očekávaného lepšího výsledku v provedení aktivity chůze a přechodu přes schod.

Schopnost správné aktivace trupového svalstva se ukazuje v možnosti fázických pohybů pletenců (Krobot, 2004; Lewit, 1999). Spolupráce ventrálního a dorzálního svalstva trupu se projeví možností lépe provést nášlap a přenést těžiště těla dopředu a schopností adekvátně stabilizovat posturu (Kolář, 2009). Jak uvádí Murray (2001), zlepšením této spolupráce zajišťuje lepší „posturální“ stabilitu, protože aplikace KT napomáhá zlepšit svalovou aktivitu na ventrální (m. pectoralis major) a dorzální oblast svalstva (m. rhomboidei). To potvrzovalo i naše výsledky z průměrného svalové aktivity m. pectoralis major a výsledky z posturografie.

U m. deltoideus se svalová aktivita mezi 1. a 2. měřením snížila. To by odpovídalo výsledkům akcelerometru, které zaznamenaly snížení souhybu v ramenním pletenci. Vysvětlujeme si to tak, že probandi vnímali jiné výchozí nastavení a určitou fixaci v oblasti RK, a tím zvětšili pohyb v loketním kloubu. Potřeba vyrovnat bilanci nebyla tak velká, což by potvrzovalo mírné zlepšení v rámci posturografického vyšetření. Po 3. měření svalová aktivita naopak stoupla. Celkový výsledný rozdíl naměřených hodnot bez KT a po třech dnech působení bylo zvýšení svalové aktivity, bez statistické významnosti. Se zvětšeným souhybem došlo ke zrychlení provedení přechodu přes schod a zvýšení zapojení m. deltoideus ve stabilizační a balanční fázi.

Kloter et al. (2008) uvádějí ve své práci, že svalová aktivita m. deltoideus s m. biceps brachii během švihové fáze při přechodu přes schod je vyšší než při chůzi a bez velkého rozdílu mezi paretickou a neparetickou stranou. Při pohybu homolaterálních končetin je samostatně m. deltoideus nepatrně větší aktivita než u kontralaterálních, což se shoduje i našimi naměřenými výsledky.

5.1.3 Diskuze k souhybu paretické horní končetiny při přechodu přes schod k hypotézám H_01 – H_03

Kladné výsledky z akcelerometru naznačují zlepšení souhybu a pohyblivosti paretické horní končetiny během přechodu přes schod. Tím probandi zekonomizovali aktivitu s propojením horní končetiny paretické strany, trupu a dolních končetin. Tuto vazbu potvrzují ve svých pracích Dietz (2002) a Zehr et al. (2007). Kloter et al. (2011) poukazují ve své studii na vazbu mezi končetinami tím, že nenašli významně rozdílné hodnoty naměřené svalové aktivity horních končetin během švihové fáze při přechodu přes schod. To poukazuje na kompenzační ovlivnění neparetické strany na pohyb paretických končetin.

Změny v souhybu paretických HK jsou se statisticky významným rozdílem mezi 1. a 2. měřením v ose Y – proximo – distálním směrem. Záznam videa s EMG dokazuje, že došlo ke zvětšení a zrychlení pohybu v oblasti loketního kloubu oproti dalším měřením, ve kterých se prokázalo to samé jen v oblasti celé paže, a to v ose X – ventro – dorzálním směru. Tyto výsledky by mohly značit, že KT vytvořil oporu pletence ramenního, tím lepší stabilitu, ale nenastala tam určitá adaptační složka, že probandi více vnímali KT v rámci i feedback, a proto více byla paže fixována v oblasti pletence. To můžeme „přirovnat“ k lepšímu závěsu či podobné zevní opoře, ale bez možnosti zlepšení pohybu HK.

Pro prevenci a snížení projevů hemiparetického ramene se využívají různé fixační pásky – klasická fixační páska, závěsy, ortézy. Při využití těchto zevních opor dochází dle studií Hanger et al. (2000) a Griffin & Bernhardt (2006) ke zlepšení stavu a prevenci bolestivosti. Jejich nedostatkem je, že jsou pevnější a omezují pohyb víc než kinesio páska. Jejich společnou vlastností je, že omezují stupně volnosti pohybů nutných ke kontrole během pohybu. Výhodou KT je, že umožňuje plný rozsah pohybu. Při použití korekční techniky pomocí kinesio pásky dochází k principu feedback na mechanickém podkladě. Při patologickém pohybu mimo korekční směr pohybu vzniká pod páskou ke zvýšené stimulaci kožních receptorů, a to pomáhá k lepšímu uvědomování si dané oblasti a její motoriky. Přes ovlivnění exteroceptivního a proprioceptivního aferentního cití dojde jak ke změně držení daného funkčního segmentu, tak i k eliminaci nociceptivního dráždění (Gwan-Won, 2005; Gerile, 2009).

KT může podpořit více somatosenzorické vnímání, na rozdíl od klasické pásky, která zajistí menší prostor pro chybu ve směru prováděné motoriky, ale současně tím omezuje pohyb (Lou, 2003).

5.2 Celkové shrnutí k vědecké otázce č. 1

V rámci posturografického vyšetření jsme předpokládali, že aplikovaná kinesio páska během přechodu přes schod napomůže normalizaci svalového tonu, a tím ke kvalitnějšímu provedení této aktivity. Dosažené výsledky potvrzují teorii účinku KT. Během přechodu přes schod se zlepšila schopnost provedení, a tím i rychlost měřené aktivity na paretické straně. Dalším parametrem ukazujícím na změnu posturálního chování bylo, že síla nároku na schod paretickou DK se zvětšila a síla došlapová se snížila podle celkového průměru výsledných dat. To naznačuje zlepšení stability a schopnost kontroly provedení pohybu se zapojením jak koncentrické, tak i excentrické kontrakce.

Tomu napomáhá správné zapojení podle řetězců, od ovlivněného postavení lopatky a její změněné svalové aktivity. Lepší stabilizace lopatky se projevuje snížením svalové aktivity horních fixátorů a naopak zvýšením aktivity dolních fixátorů. To umožňuje větší pohyblivost a souhyb paže, což potvrzují výsledky z akcelerometru.

Klotler et al. (2011) ve své studii zkoumali reflexní aktivitu, kdy nervová stimulace n. tibialis na neparetické dolní končetině se projevila větší svalovou aktivitou na obou horních končetinách, než při stejné stimulaci paretické dolní končetiny. To by poukazovalo na

porušenou schopnost senzorické integrace a zhoršené zpracování aferentních impulzů na paretické straně (Kloter et al., 2011).

Většina předpokládaných změn výsledků byla popisována z celkového průměru získaných dat všech probandů. Souhrnně bylo prokázáno malé procento hodnocených parametrů statisticky významných na hladině statistické významnosti $p < 0,05$. Tento rozpor může vyplývat z malého počtu měřených probandů, i přesto lze pozorovat trendy v zapojení měřených svalů.

5.3 Diskuze k vědecké otázce č. 2

Vědeckou otázku č. 2 jsme si položili pro zjištění, jak kinesio páska ovlivní posturální chování u hemiparetických jedinců při chůzi. Testovali jsme pomocí akcelerometru s cílem zjistit změny souhybu paretické HK a ozřejmit rozdíly mezi jednotlivými měřeními výsledků svalové aktivity (hypotézy $H_{04} - H_{06}$) během tohoto pohybu.

5.3.1 Diskuze ke svalové aktivitě během chůze k hypotézám $H_{04} - H_{06}$

Testováním hypotéz $H_{04} - H_{06}$ jsme zjišťovali rozdíl svalové aktivity v iniciační fáze chůze s vlivem kinesio pásky ihned a po třech dnech její aplikace. Změny během chůze ve svalové aktivitě m. triceps brachii, kdy došlo nejprve k jejímu snížení a až při dalším měření k velkému zvýšení, poukazují na fakt, že mohlo nejprve dojít k facilitaci a nárůstu svalové aktivity jeho antagonisty m. BB, na který jsme dali kinesio pásku. Výsledky lze vysvětlovat působením různých faktorů, které se pokusíme nastínit.

Naším záměrem bylo ovlivnit svalové napětí m. BB, které bylo zvýšené téměř u všech jedinců, a proto jsme aplikovali pásku s cílem inhibovat tento sval. Jedním z možných pravidel použití KT je, že k inhibici se nalepuje páska od úponu k začátku svalu. V tomto případě jsme však aplikaci provedli opačně. Někdy se dokonce používá KT ve stejném směru jak pro facilitaci, tak pro inhibici. Tento fakt by potvrzoval teorii, že nezávisí na tom, kterým směrem se kinesio páska aplikuje, protože pod ní dochází k ovlivňování tonu směrem k normotonii. Výraznější rozdíl je v použitém tahu, kdy při jeho zvýšení dochází k větší facilitaci. Funkcí KT je usnadnit a podpořit sval k optimální ekonomické práci. To podporují práce, které hodnotily zlepšení svalové funkce, jako studie od Maruko (1999) při aquaterapii, od Halase (2005), který pozoroval zlepšení symetrie orofaciální motoriky či vstávání ze sedu ve studii, kterou provedl Jaime (2006).

Změny ve výsledcích m. TB jsou podle předpokladu získávány prostřednictvím reciproční inhibice mezi těmito svaly. Proto nedošlo ke zvýšení aktivity hned mezi 1. a 2. měřením, ale nejprve muselo dojít k regulaci tonu m. BB (snížení), aby mohlo dojít k nárůstu svalové aktivity m. TB. Tím se zlepšila jejich synergistická aktivita a koordinace pohybu. K podobným závěrům došli ve studiích (Chen et al, 2008; Chen et al., 2010).

M. TB se aktivuje při provádění lokomočního pohybu a jeho fázická schopnost se může uplatnit s antigravitační schopností m. PM, a tím i provedení pohybu HK nad 120 °. Tyto údaje by i odpovídaly výsledkům m. pectoralis major mezi 1. a 2. měřením při iniciaci chůze neparetickou DK a výsledkům u aktivity přechodu přes schod.

Kolář (1996) uvádí vazbu mezi m. TB a m. pectoralis major (m.PM). Ke zpřímení (dle ontogenetického hlediska) a retrakci RK dochází prostřednictvím tahu m. TB a zapojením zevních rotátorů. Při tom se předpokládá, že musí dojít k uvolnění m. PM.

Doba provedení chůze se zkracovala podle délky záznamu cca o 0,17 s. To by potvrdilo, že svalové aktivita m. TB narůstá i z důvodu zvýšení rychlosti provedení dané aktivity (Smith, 1996). Jak už bylo i zmíněno 5.1.2.

Zvýšení svalové aktivity m. TB se dokazuje hodnotami získanými z vyšetření spasticity dle modifikace Aschworthovy škály, kde u testovaného m. BB nastalo snížení projevu. Efekt na snížení spasticity při použití KT potvrzují Michalak et al. (2009). Jak uvádí Hermachová (1999), svalové napětí se projevuje v pohybovém chování svalu i celé hybné soustavy. Změny svalového tonu souvisí obousměrně s koordinací svalových skupin a s řízením pohybu. To dokazuje shodu s našimi výsledky, že zlepšení k optimalizaci tonu u m. biceps brachii vede k možnosti adekvátnějšího posturálního chování a provedení kvalitnějšího pohybu.

5.3.2 Diskuze k souhybu paretické horní končetiny během chůze z hypotéz H₀₄ – H₀₆

Cílem testování těchto hypotéz bylo zjistit změny ve zrychlení paretické horní končetiny během chůze po bezprostředním použití kinesio pásky a po třídním jejího ovlivnění pletence ramenního. Ve studii Collinsi et al. (2009) zjišťovali, zda švih HK při chůzi má vliv na kompenzační mechanismus pohybu dolních končetin, snížení vertikálního reakčního momentu a související svalové síly, a tím snížení energetického výdeje. Při fixovaných horních končetin se prokázala větší reakční síla a zvýšení energetického výdeje. Z toho

vyplývá, že pohyb paží během chůze nám pomáhá k její ekonomizaci. Tato zjištění naznačují, že švih paže může být užitečný, ale není to hlavní komponenta chůze.

Výsledky akcelerometru ukazují zrychlení pohybu paží, což dává předpoklad ke zlepšení a ekonomizaci pohybu.

Dietz (2002) a Zehr et al. (2007) potvrdili vazbu všech čtyř končetin během chůze. Zehr et al. (2011) udávají, že kožní dráždění na ruce může pomáhat facilitovat neurální vazbu mezi horními a dolními končetinami během lokomoce. Tento kožní vstup a synchronní pohyb končetin mohou vést k aktivaci extenzorů.

5.4 Celkové shrnutí k vědecké otázce č. 2

Zlepšení celkového průměru výsledků KT i přes převážnou statistickou nevýznamnost naznačuje možnosti jeho využití jako pomocné terapie. Vhodná by mohla být nejen u hemiparetických jedinců, ale i v širším okruhu neurologických jedinců, kde problematika schopnosti lokomoce bývá často porušena, a proto je její zajištění u pacientů důležitým cílem.

Končetinová koordinace během chůze byla prokázána v mnoha studiích jak o závislosti rychlosti provedení, tak i o zapojení svalů dolních končetin při pohybu paží (Dietz, 2002; Zehr et al., 2007).

Předpokládáme, že KT dává stimuly přes mechanoreceptory k lepšímu vnímání tělesného schématu vlastního těla. Kombinace s terapií zaměřenou na obnovu senzorické integrace napomáhá zlepšit vnímání senzitivity a dává potenciál k výraznějšímu efektu a reedukaci motorických i senzitivních funkcí, které právě pacienti po CMP mají porušeny (Machačková et al., 2007, Kolář, 2009). Toto potvrzuje ve své studii Yasukawa et al. (2006). Styk se zevním prostředím, jak uvádí Kolář (2009), je předpokladem pro dobrou prognózu a nácvik fázických pohybů. Proto lepší vnímání čítí je jedním ze základních předpokladů jak pro cílenou, tak opěrnou motoriku a uvědomování si vlastního těla.

Využití a efekt kinesio pásky jako podpůrné metodě při terapii u těchto jedinců na chůzový vzor a stabilitu potvrdili Michalak et al (2009).

5.5 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Testováním této hypotézy jsme chtěli posoudit vliv kinesio pásky na zlepšení rozsahu v ramenním pletenci. Zjišťování změn rozsahu jsme prováděli pomocí goniometrického

měření u každého probanda před prvním a po třetím měření. U každého pacienta bylo možné pozorovat zlepšení rozsahu aktivního a pasivního pohybu pletence ramenního. Ovlivnění rozsahu pohybu prostřednictvím účinku KT prokázali ve svých studiích Thelen (2008), Michalak et al. (2009) a Garcia – Muro (2009), kteří poukázali na zvýšení rozsahu pohybu v oblasti ramenního pletence a snížení bolestivosti. Další studii v této oblasti provedl Selkowitz (2007) a ve své práci uvádí zlepšení rozsahu pohybu do abdukce u pacientů s impingement syndromem. Pro elevaci HK je potřebný pohyb v sternoklavikulárním (SC) a acromioklavikulárním (AC) skloubení. Omezený joint play v AC, SC a v glenohumerálním skloubení se projevuje snížením rozsahem pohybu pletence ramenního (Janura et al., 2004). Podle nich zlepšení joint play v AC, SC a GH není významné jen pro práci pletence ramenního, ale i pro pohyblivost se spojením hrudní páteře. To potvrzují i Schusterová et al. (2004). Dle kineziologického vyšetření zvýšení rozsahu po funkční pásce souhlasí se zlepšením joint play zvláště v AC skloubení. Tento údaj by mohl nastiňovat, že KT může mít vliv na necílenou kloubní mobilizaci přes ovlivnění okolního svalstva. Navíc v oblasti AC skloubení se nacházela velká část aplikované kinesio pásky, buď její baze nebo konec. To způsobovalo zvýrazněnou mikromasáž v této oblasti dle principu působí KT podle Kase (2003), Gerile (2009), s tahem na všechny směry jeho aplikace.

Zlepšení rozsahu pomocí goniometru nám může potvrzovat a korelovat se zlepšením souhybu prostřednictvím akcelerometru.

S ovlivněním změny rozsahu souvisí i změna skapulohumerálního rytmu, což je současný pohyb paže, lopatky a klavikuly (Janura et al., 2004). V rámci kineziologického vyšetření tento rytmus byl u většiny probandů, kteří zvládli pohyb ABD horní končetiny nad 30°, abnormální. Mírně zlepšený výsledný rozdíl před KT a po třech dnech po aplikaci KT je spjat i se změněnou svalovou aktivitou v lepší synergistické práci svalů lopatky. Změny svalové aktivity jsou popsány a diskutovány v kapitolách 5.1.2 a 5.2.1. Schopnost dynamické stabilizace pletence ramenního, zvláště oblast lopatky, umožňuje svalová skapulohumerální rovnováha, a zvyšuje tím možnost rozsahu pohybu (Janura et al., 2004). Zajištění této stabilizace dává určitý předpoklad ke schopnosti zaujmout stabilizaci trupu a možnost optimálního posturálního chování.

Větší adekvátnější rozsah pohybu HK dává větší možnosti k zajištění ekonomičtějšího a jistějšího provedení pohybu v rámci celkové postury.

5.6 Shrnutí k vědecké otázce č. 3

Tyto výsledky viz kap 4. 3. potvrzují cíl a heslo pro Medical taping concept, který zní „Plný rozsah pohybu“ (Gerile, 2009).

Účinky kinesio pásky potvrzuje mnoho autorů, kteří prováděli studie zabývající se efektivitou jeho využití. K těmto pracím se můžeme připojit tvrzením, že opravdu KT dává možnost urychlit terapii, kde je cílem zvýšení rozsahu pohybu, a to i u neurologických jedinců se spasticitou. Ovlivnění zvýšeného tonu u těchto osob pomocí pásky potvrzuje Michalak et al. (2009), kde v jejich studii došlo ke snížení spasticity a naopak zvýšení volnosti v oblasti hlezání kloubu.

5.7 Diskuze k anketě

Cílem ankety bylo, zjistit jaké je subjektivní vnímání kinesio pásky u probandů. Subjektivní vnímání a ovlivnění psychiky je důležitým faktorem u léčby každého pacienta. Cíl, který jsme si dali, bylo zjištění a doplnění kineziologických vyšetření o subjektivní pocity pacienta na působení KT. Už během měření nám téměř většina pacientů sama sdělila i bez anketního lístku, že se jim lépe aktivity provádějí. Což by potvrzovaly údaje z ankety, ve které bylo označeno lepší vnímání stability u 70% a jen mírné zlepšení u 30 % probandů. Předpokládaný a studii potvrzený efekt kinesio pásky na zlepšení rozsahu (Thelen, 2008; Garcia – Muro, 2009) byl potvrzen statisticky významným rozdílem mezi měřeními ve všech prováděných směrech (FL, ABD, ZR). To dává určitý předpoklad k zlepšení funkčního pohybu v rámci ADL. Tento fakt se nám i potvrdil v kineziologickém vyšetření. Sami probandi to potvrdili. Jako výborný označili efekt KT v 60 %, ve 40 % vnímali mírné zlepšení.

Negativní efekty až po případnou kontraindikaci se neobjevily. Nepatrné svědění pod KT a mírnou vyrážku v oblasti ohbí lokte měli 2 probandi. Tyto projevy mohou nastat v lehké míře, protože dochází k vyšším nárokům na látkovou výměnu v místě aplikace pásky (Gerile, 2009; Krestková, 2009).

Bolestivost u pacientů, kteří jí měli před aplikací KT byla snížena. Tento efekt kinesio pásky potvrzují v mnoha pracích Chen et al. (2008) u patelofemorálním bolestivým syndromu, Thelen et al. (2008) u bolestivého ramenního kloubu, stejně jako Garcia - Muro (2009).

Musíme brát zřetel na placebo efekt. Ve studiích (Kavadag –Saugi, 2010; Hsu et al., 2009) se uvádí, že došlo ke zlepšení i při použití placebo pásek, ovšem v menší míře ve srovnání s klasickými a kinesio páskami. Subjektivní vnímání a pozitivní přístup k terapii mohou zaručovat téměř vždy část úspěchu. Probandi v 81,8 % vnímali KT jako pozitivní a chtěli by ho využívat jako pomocnou terapii v průběhu další léčby a doporučovali by ho ostatním.

5.8 Limity práce

Hlavním limitem této práce byl malý počet probandů vybraných pouze z rehabilitačního oddělení FN Olomouc. Zároveň nám to ale zajišťovalo přibližně stejnou péči, které se dostalo všem pacientům. Navíc jsme se snažili co nejvíce snížit variabilitu měřených jedinců, což je náročné u pacientů po CMP, protože průběh spasticity a rekonvalescence je různý. Další limitující faktor pro výběr souboru bylo zvládnutí relativně náročného testování. Jedno měření trvalo celkově cca 60 minut a bylo potřeba, aby probandi byli schopni zvládnout chůzi a přechod přes schod bez opěrné pomůcky.

Další faktor, který ovlivňoval výsledky zvláště 3. měření, bylo špatné držení kinesio pásky. Skoro u třetiny jedinců se odlepovala dolní část KT na lopatce. To bylo způsobeno krátkou pauzou mezi nalepením a měřením, kdy podle Kase (2003) by měla být pauza od 20 do 30 minut, ale to nebylo z časových důvodů možné.

Další rozdíl ovlivňující výsledky byl, že u šesti probandů proběhla mezi 2. a 3. měřením rehabilitační terapie. U zbylých pěti jedinců proběhlo měření v době víkendu, kdy neprobíhala řízená rehabilitace. Toto časové rozmezí bylo náš prvotní cíl, zjistit efekt KT bez další terapie. Bohužel z časových důvodů a kvůli dlouhodobé poruše posturografického přístroje to nebylo možné. Určité procento ve zlepšení naměřených výsledků probandů můžeme počítat za schopnost samostatné regenerace.

5.9 Přínos pro praxi

Tyto výsledky poukazují na možnost využití kinesio pásky pro zlepšení celkového posturálního chování (posturální stabilita, fázické zapojování svalových souher končetin, zrychlení a zvýšení kloubní pohyblivosti) a snížení bolestivosti. Častěji je zkoumán vliv funkční pásky u sportovců, kde se i hojně aplikuje. Postupně se tato pomocná technika začíná využívat i v rámci onemocnění, většinou bez neurologického podkladu. Tato práce poukazuje na to, že KT má své opodstatnění i v terapii osob v této oblasti postižení.

Můžeme předpokládat, že při použití KT jako pomocné terapie s běžnou cílenou fyzioterapií by se daly očekávat ještě lepší výsledky a rychlejší rekonvalescence u pacientů po CMP.

Určitý předpoklad výhod použití KT je ovlivnění a připravení měkkých tkání pro další cílenou terapii. Pomůže nám snadněji se dostat do potřebných pozic pro efektivnější výsledky rehabilitace. Potvrzovali by to Míková et al. (2008), kteří navrhují zařazení obnovy fyziologických vlastností jako elasticita a viskozita měkkých tkání do terapeutických cílů. Stejný názor má i Hermachová (1999).

Výsledky naší práce poukazují na možnost ovlivnění posturálního chování jedinců po CMP. Prostřednictvím zlepšení atitudy pomocí KT dochází k následné úpravě a obnově motoriky. Důležitá je i psychická podpora, kdy pacient vnímá lepší oporu, je jistější v provádění aktivit a je méně omezován bolestí. Oproti jiným zevním oporám však neomezuje pohyb, naopak ho podporuje.

ZÁVĚR

Hlavním cílem této práce bylo ozřejmit vliv kinesio taping pletence ramenního na posturální chování hemiparetických jedinců s možným použitím v klinické praxi. Počet prací s touto tématikou je nedostatečný. Rozdíly při porovnávání studií dle jejich dosažených výsledných efektů KT jsou dle kritérií metodiky rozlučné, a to i vůči našim výsledkům. Proto se společně s naší prací prováděly současně dvě další práce zaměřené na tuto problematiku. V první se hodnotily spíše změny (automatické) posturální reaktivity, kde byly prokázány statisticky významnější rozdíly než u našich cílených aktivit. V druhé se zjišťovaly změny v dalších cílených aktivitách, jako vstávání ze sedu a výskok. Tato práce má podobné výsledky, jakých jsme dosáhli my.

Naše práce se zaměřila jak na lokální účinek kinesio pásky na pletenec ramenní u jedinců po CMP, tak i na jeho vzdálenější ovlivnění celkového motorického chování v cílené funkci přechodu přes schod a chůzi v iniciační fázi provedení. Dosažený efekt se hodnotil ve dvou fázích – bezprostředně po aplikaci a po třídním působení KT.

Výsledky lokálního účinku na svalovou aktivitu se prokázaly z celkového průměru všech jedinců u všech měřených svalů (m. TH, m. PM, m. SA, m. DS, m. TB). Na hladině statistické významnosti pět procent se prokázalo snížení svalové aktivity ihned po aplikaci u horních vláken m. trapezius během přechodu přes schod neparetickou dolní končetinou. Ve srovnání s dalšími výsledky to poukazuje na lepší koaktivaci mezi horními a dolními fixátory, což by značilo i zlepšení „dynamické stabilizace lopatky“. S tím může souviset další signifikance ve zvýšení nárůstu svalové aktivity m. TB během chůze po třídním působení pásky. Další významné lokální zlepšení nastalo ve zvětšení rozsahů pohybů pletence ramenního. Propojení těchto výsledků dávalo předpoklad k zajištění rychlejšího souhybu paretické horní končetiny během daných aktivit.

Zmíněné výsledky lokálního účinku kinesio pásky u hemiparetických jedinců se dále odrážely ve vzdálenějším účinku během aktivity přechodu přes schod, testované pomocí posturografu. Se zvětšeným rozsahem a souhybem horních končetin se lépe zajišťuje stabilita a snadnější, ekonomičtější pohyb. Ten se prokázal v měřeném parametru Movement Time ve zrychlenějším provedení daných aktivit po aplikaci KT. To by mohlo naznačovat zlepšení motorické kontroly. Potvrzovaly by to i dosažené průměrné výsledky všech probandů v dalších parametrech posturografického vyšetření, které jsou zaměřené na schopnost zajištění kontroly síly a stability v provedení dané aktivity. Výsledky ukazují

mezikončetinový vztah pro výsledné zlepšení provedení aktivit. Efekt KT je potvrzen i ze subjektivního pocitu probandů, který byl hodnocen v 81,8 % jako pozitivní.

V posturálním chování během chůze a přechodu přes schod se prokázaly určité pozitivní rozdíly ve svalové aktivitě ramenního pletence i v souhybu paretické horní končetiny. Ty se shodují s výsledky ostatních prací, které tvrdí, že mimovolní aktivita může být u hemiparetických jedinců ovlivnitelná KT a může napomáhat k lepším výsledkům než samotná cílená rehabilitace. U té hraje určitou roli asociační reakce a schopnost zajistit anticipační strategii. Pro prokázání větší statistické významnosti efektu kinesio pásky na posturální motoriku by bylo zapotřebí většího souboru probandů a delšího působení, případně opakovaná aplikace KT. Tak tomu bylo u jiných studií, které zkoumaly použití kinesio pásky u neurologických jedinců. Michalak et al. (2009) potvrzuje naši práci, že aplikace kinesio pásky, v jejich případě na oblast dolní končetiny – m. TS, m. TA, má vliv na chůzový vzor a reguluje spasticitu u jedinců po cévní mozkové příhodě.

Na základě výsledků můžeme konstatovat, že kinesio páska může ovlivnit posturální chování pacientů po CMP a má své opodstatnění v klinické praxi jako pomocná terapie u léčby hemiparetických jedinců.

REFERENČNÍ SEZNAM

BASTLOVÁ, P. et al.: Strategie rehabilitace po frakturách proximálního humeru, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, roč. 11, č. 1., s. 3 - 18.

BECK, L. et al. : Is there an effect on decreasing muscle tone with medical tape applied to the m. rectus femoris in students with modified Thomas Test?, *Evidence Based Practice III -2*, 2010, (online). Dostupné na WWW: http://www.tapingbase.nl/sites/default/files/EBP%20final%20draft%2026-01-2010%203pm_0.pdf

BOHANNON, R. et al.: Inter Rater Reliability of a Modified Ashworth Scale of Muscle Spasticity. *Physical Therapy*, 1987, Vol. 67, s. 206 - 207.

BONNAN, I. V. et al.: Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic posturography. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 2004, s. 268 - 273.

CARR, J. H., SHEPHERD, R. B.: *Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance*, Butterworth - Heinemann, 1. vyd., 1998, ISBN: 0-7506-0971-0

CARR, J. H., SHEPHERD, R. B.: *Stroke rehabilitation, Guidelines for Exercise and Training to Optimize Motor Skill*, Butterworth - Heinemann, 1. vyd, 2003, ISBN: 0-7506-4712-4.

COLLINS, S. H. et al.: Dynamic arm swinging in human walking, *Proceedings of The Royal Society*, 2009, Vol. 10.1098, s.

CONRAD, A., HERMANN, C.: Schmerzhaftes Schluter nach Schlaganfall, *Neurologie & Rehabilitation*, 2009, Vol. 15 (2), s. 107 - 138.

ČÁPOVÁ, J.: Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“. 1. vyd. Ostrava: Repronis s.r.o., 2008. s. 80 - 85, ISBN: 978-80-7329-180-8.

DIETZ, V., MICHEL, J.: Basic and clinical aspects of vertigo and dizziness, *New York Academy Sciences*, 2009, Vol. 1164, s. 97 - 103.

DIETZ, V., et al.: Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 2001, Vol. 14, s. 1906 - 1914.

DIETZ, V.: Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion: Do human bipeds use quadrupedal coordination? *Trends in Neurosciences (on-line)*. roč. 2002, č. 9. s. 462-467. Dostupné na WWW: <http://www.sciencedirect.com/>.

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, s. 886 - 895.

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, s. 1215 - 1226.

- DEN OTTER, A. R. et al.: Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait, *Gait & Posture*, 2007, Vol. 25, s. 342 - 352
- DE QUERVAIN, I. A. et al: Gait pattern in the early recovery period after stroke. *Journal of Bone & Joint Surgical*, 1996; Vol. 78, s. 1506 - 1514.
- ERNI, T. & DIETZ V.: Obstacle avoidance during human walking: learning rate and cross-modal transfer, *Journal of Neurophysiology*, 2001, s. 303 – 312.
- FLANDERA, S.: Tejpování a kinesio-tejpování; Poznání, 3. vyd., 2010, ISBN: 978-80- 87419-01-4.
- FOSTER, A., YOUNG J.: Incidence and consequences of falls due to stroke: A systematic inquiry, *British Medical Journal*, 1995, s. 83 – 86.
- FRANSSINE, S. & COLOMBO, M.: Treatment with kinesio taping on the shoulder injuries on water polo players: pilot study, 2007, (online). Dostupné na WWW: <http://www.kinesiotaping.com/kta/research/2007-1.pdf>.
- GARCÍA – MURO, F. et al.: Treatment of myofascial pain in shoulder with Kinesio Taping. Case report. *Manual Therapy*. 2009, Vol. 15, No. 3, s. 292 – 295.
- GARCIA, D. K.: Balance Awareness and Kinesio Taping of the Ankle, 2001, (online). Dostupné na WWW: <http://www.kinesiotaping.com/kta/research/2001-2.pdf>.
- GERILE, R.: Kurz – Medical taping concept, Ostrava, 2 – 3/2009.
- GRIFFIN, A., BERNHARDT, J.: Strapping the hemiplegic shoulder prevents development of pain during rehabilitation: a randomized controlled trial, *Clinical Rehabilitation*, 2006; s. 287 – 295.
- GROSS, J. M. et al.: Vyšetření pohybového aparátu, 2.vyd. Praha, TRITON, 2005, ISBN: 80-7254-720-8.
- GWANG - WON, M. D.: MTC - Medical Taping Concept, Deasung medical press, 2005, ISBN: 89 – 88895-83 -5.
- HALAS, I. et al.: The use of kinesio taping in improvement of face mobility in patient after facial nerve reconstruction, *Fizjoterapia Polska*, 2005, Vol. 5(2), s. 272-276
- HELLEBRANDOVÁ, B.: Kinesio Taping pletence ramenního u hemiparetických pacientů a jeho vliv na posturální chování, Diplomová práce, FZV UP Olomouc, 2011.
- 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
- HSU, Y. H et al: The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome, *Journal of Elektromyography and Kinesiology*, 2009, s. 1092 - 1099.
- HANGER, H. C. et al.: A randomized controlled trial of strapping to prevent post-stroke shoulder pain. *Clinical Rehabilitation*, 2000, Vol. 14, s. 370 - 380.

- HERMACHOVÁ, H.: O svalovém napětí a jeho ovlivnění ve fyzioterapii, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1999, č. 3, s. 108 - 110.
- HERMACHOVÁ, H.: Diagnostika a terapie podle Hermachové, Přednášky kurzu v rámci předmětu Klinická kinezioterapie, Olomouc, 2011.
- HOF, A. L. et al.: The condition for dynamic stability. Journal of Biomechanics, 2005; Vol. 38(1), s. 1 - 8.
- HUSK, L. J.: Balance Awareness and Kinesio Taping of the Ankle, 2001, (online). Dostupné na WWW: <http://www.kinesiotaping.com/kta/research/2001-4.pdf>.
- 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, s. 122 – 127.
- CHEN, H-C. et al.: Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults, Journal of the American Geriatrics Society, 1991; Vol. 46, s. 196 - 203.
- CHEN, G. et al.: Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. Gait & Posture, 2004, Vol. 22, s. 51 - 56.
- CHOU L-S. et al.: Motion of the whole body's center of mass when stepping over obstacles of different heights, Gait & Posture, 2001, Vol. 13(1), s. 17 – 26.
- CHOU L-S, et al.: Medio-lateral motion of the centre of mass during obstacle crossing distinguishes elderly individuals with imbalance. Gait & Posture, 2003, Vol. 18, s. 125 - 33.
- CHOU L-S, et al.: Dynamic instability during obstacle crossing following traumatic brain injury, Gait & Posture, 2004, Vol. 20(3), s. 245 - 54.
- JAIME, P. C.: Does Kinesio Taping of the Abdominal Muscles Improve the Supine – To – Sit Transition in Children with Hypotonia?, 2006, (online). Dostupné na WWW: <http://www.advancemed.co.il/userfiles/file/kinesio/research/kinesio-taping-for-abdominal-muscl.pdf>.
- JANURA, M. et al.: Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2004, č. 1, s. 33 - 39.
- JARACZEWSKA, E., LONG, C.: Kinesio Taping in Stroke: Improving Functional Use of the Upper Extremity in Hemiplegia. Topics in Stroke Rehabilitation. 2006, Vol. 13, s. 31 - 42.
- KAHANOV, L.: Kinesio Taping: An Overview of Use with Athletes: Part I. Athletic Therapy Today, 2007, Vol. 12(3), s. 8 - 10.
- KAŇOVSKÝ, P. et al.: Spasticita: mechanismy, diagnostika a léčba, Jessenius Maxdorf, 2004, ISBN: 80-7345-042-9.
- KASE, K. et al.: Development of kinesio tape. Kinesio taping perfekt manual, Kinesio taping association, 1996, s. 117 - 118.

- KASE, K; TATSUYUIKI, H.: Changes in the Volume of the Peripheral Blood Flow by using Kinesio Taping, 1998, (online). Dostupné na WWW: <http://www.kinesiotaping.com/kta/research/1998-1.pdf>.
- 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. ISBN: 0972159061.
- KIYOTAK, A, O.: Kinesio taping for skin wounds, 2005, (online). Dostupné na WWW:<http://www.kinesiotaping.com/kta/research/2005-1.pdf>.
- KLOTER, E. et al.: Locomotion in stroke subjects: interactions between unaffected and affected sides, Brain a Journal of Neurology, 2011, Vol. 134, s. 721 - 731.
- KOLÁŘ, P.: Diferenciace svalové funkce z hlediska posturální podstaty, Medicina sportiva Bohemica et Slovaca. Roč. 1996, č. 5, s. 4 – 8.
- KOLÁŘ, P. et al.: Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén, 2009, ISBN:978-80-7262-657-1.
- KOLÁŘOVÁ, B.: Povrchová elektromyografie. Přednáška v rámci předmětu Kineziologická laboratoř, Olomouc, 2010.
- KRÁLÍČEK, P.: Úvod do speciální neurofyziologie. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002. ISBN 80-246-0350-0.
- KRESTKOVÁ, L.: Kurz – Medical taping concept, Ostrava, 2 – 3/2009.
- KROBOT, A.: MÍKOVÁ, M, BASTLOVÁ, P.: Poznámky k vývojovým aspektům rehabilitace poruch ramene, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2004, č. 2, s. 88 – 94.
- KROBOT, A.: Variabilita tvaru lopatky a predikce pohybových poruch ramene, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2004, č. 2, s. 67 – 81.
- KROBOT, A.: Rehabilitace ramenního pletence u hemiparetických nemocných. Neurologie pro praxi, 2005, s. 296 - 301.
- KUTÍN, M. et al.: Vojtova reflexní lokomoce. Přednáška 14 denního kurzu v rámci předmětu Klinická kinezioterapie. Olomouc, 2011.
- LAGMONTAGNE, A. et al.: Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2000, Vol. 10, s. 407 – 415.
- LEWIT, K.: Rehabilitace u bolestivých poruch pohybové soustavy, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2001, č. 1, s. 4 – 17.
- LINDQUIST, A. R. R. et al.: Gait Training Combining Partial Body-Weight Support, a Treadmill and Functional Electrical Stimulation Effects on Poststroke Gait, Physical Therapy , 2007, Vol. 87,(9).
- LOU, M-Y.: Effects of Kinesio and Traditional Tape on Motor Perception and Basic Soccer Skills, 2003, (online). Dostupné na WWW: <http://www.kinesiotaping.com/kta/research/2003-6.pdf>.

- LU, T-W. et al.: Symmetrical kinematic changes in highly functioning older patients post-stroke during obstacle-crossing, *Gait & Posture*, 2010, Vol. 3.
- MACHÁČKOVÁ, K. et al.: Diagnostika poruch senzomotorických funkcí ruky pacientů po ischemické cévní příhodě, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2007, č. 3, s. 114 - 121.
- MACKINNON, S. E., NOVAK, C. B.: Clinical commentary: Pathogenesis of cumulative trauma disorder; *Journal of Hand Surgery*, 1994, Vol. 19 (5), s. 873 - 883.
- MACKINNON, S. E., WINTER D. A.: Control of whole body balance in the frontal plane during human walking, *Journal of Biomechanics*, 1993, s. 633 - 644.
- MARUKO, K.: Kinesio Taping with Aqua – Therapy for Pediatric Disability Involving Neurological Impairment, 1999, (online). Dostupné na WWW: <http://www.kinesiotapingitalia.it/studiRicerche.asp?ID=6>.
- MATJAČIĆ, Z. et al.: Methods for Dynamic Balance Training During Standing and Stepping, *Artificial Organs*, 2005, Vol. 29 (6), s. 462 – 466.
- MERCER, V. S. et al.: Step Test scores are related to measures of activity and participation in the first 6 months after stroke, *Physical Therapy*, 2009, Vol. 89, Nu. 10.
- MICHALAK, B. et al.: Assessment of gait pattern following kinesiology taping application in patients after cerebral stroke, *Fizjoterapia Polska*, 2009, Vol. 9, s. 133 - 142.
- MÍKOVÁ, M. et al.: Viskoelastické vlastnosti pojivové tkáně a manuální terapie, *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2008, č. 1, s. 3 - 10.
- 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, s. 1 - 7.
- MURRAY, H.: Effects of Kinesio Taping on Posture and Presence of Upper Extremity Pain, 2001, (online). Dostupné na WWW: <http://www.kinesiotaping.com/kta/research/2001-3.pdf>.
- NOSAKA, K.: The effect of Kinesio taping on muscular micro - damage following Eccentric Exercises, 15th Annual Kinesio Taping International Symposium Review. 1999, s. 70 - 73, (online). Dostupné na WWW: <http://www.kinesiotaping.com/kta/research/1999-3.pdf>.
- OLNEY, S. J., RICHARDSB C.: Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics, *Gait & Posture*, 1996, Vol. 4, s. 136 - 148.
- PAI, Y- C., PATTON, J.: Center of mass velocity-position predictions for balance control, *Journal of Biomechanics*, 1997; Vol. 30(4), s. 347 - 54.
- PATLA, A. E. et al.: Visual control of obstacle avoidance during locomotion: strategies in young children, young and older adults. In: Fernandez AM, Teasdale N, editors. *Changes in sensorimotor behavior in aging*. Amsterdam: Elsevier Science; 1996, s. 257 – 77.
- PERRY, J.: *Gait analysis*, SLACK Incorporated, USA, 1992, ISBN: 1-55642-192-3.

- PETERKA, J.: Sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 2002, s. 1097 – 1118.
- PEURALLA S. H.: Postural instability in patients with chronic stroke, *Restorative Neurology and Neuroscience*, 2007, Vol. 25, s. 101 – 108.
- SAID, C. M. et al.: Obstacle crossing in subjects with stroke. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 1999; Vol. 80: s. 1054 - 1059.
- SAID, C. M et al.: Balance during obstacle crossing following stroke, *Gait & Posture*, 2008, Vol. 27, s. 23 – 30.
- SAID, C. M. et al: Control of lead and trail limbs during obstacle crossing following stroke. *Physical Therapy*, 2005; Vol. 85: s. 413 - 27.
- SAID, C. M. et al.: Effect of stroke on step characteristics of obstacle crossing. *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, 2001; Vol. 82, s. 1712 - 1719.
- 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 Orthopaedic Sports Physical Therapy*, 2007, s. 694 - 702.
- SCHWENZER, C., KUMBRINK, B.: Kinesio-Taping und Lymphdrainage nach Brustkrebs eine sinnvolle Kooperation zwischen Brustzentrum und Rehabilitationseinrichtung, 2005(online). Dostupné na WWW: http://www.kinesio-taping.de/content_X/info/bericht01.php?PHPSESSID=a3823d67b5ff71e8b08a8ee623c4e73b.
- SCHUSTEROVÁ, B. et al.: Podstata a cíle léčebné rehabilitace ramenního pletence u hemiparetika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, č. 1, s. 52 - 58.
- SLUPIK, A. et al.: Effect of kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. *Orthopedy, Traumatology, Rehabilitation*, 2007, vol. 9, no. 6, s. 644 - 651, (online). Dostupné na WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18227756>>.
- SMITH, L. K. et al.: *Brunnstrom's Clinical Kinesiology*. 5.vyd., Philadelphia: F. A. Davis, 1996. ISBN 0-8036-7916-5.
- STEPHENSON, J. L., DE SERRES, S. J., LAMONTAGNE, A.: The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke, *Gait & Posture*, 2010, Vol. 31, s. 109 - 115.
- SZCZEGIELNIAK, J et al.: The possibilities of using Kinesio Taping in patients after cardiac surgery, *Fizjoterapia Polska*, 2007, Vol. 7, s. 465 - 471.
- SZCZEGIELNIAK, J et al.: Kinesio Taping in physiotherapy after abdominal surgery, *Fizjoterapia Polska*, 2007, Vol. 7, s. 465 – 471.
- 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 Therap*, 2008, Vol. 38, No. 7, s. 389 - 395.

TOŠNEROVÁ, V.: Vývojové pojetí centrálních koordinační poruchy, Rehabilitácia, 1999, Vol. 32, No. 2, s. 67 - 94.

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*, 2002, Vol. 16, No. 3, s. 276 - 298, (online). Dostupné na WWW: <<http://cre.sagepub.com/content/16/3/276.full.pdf+html>>.

TSAI, R. J. et al.: Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for breastcancer-related lymphedema? A pilot study. *Supportive care in cancer*, 2009, Vol. 17, No. 11, s. 1353 -1360.

VAŘEKA, I. & VAŘEKOVÁ, R.: Kineziologie nohy, Univerzita Palackého v Olomouci, FTK, 2009, ISBN: 978-80-244-2432-3.

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.

VITHOULKA, I. et al.: The Effects of Kinesio Taping on Quadriceps Strength during isokinetic exercise in healthy non-athlete Women, 2010, (online). Dostupné na WWW: <http://www.kinesiotaping.com/kta/research/2010-1.pdf>

WINTER, D. A.: Human balance and postural control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995, s. 193 - 214.

WHITTLE, M.: *Gait Analysis*, 4th edition, Butterworth-Heinemann, 2007, ISBN: 0750688831.

YASUKAWA, A., PATEL, P., SISUNG, C. The functional effects of Kinesio Taping

in acute pediatric rehabilitation setting as measured by the Melbourne Assessment.

(online). Dostupné na WWW:

<<http://www.advancemed.co.il/userfiles/file/Kinesio%20Articles/PED/Effects%20KT>

[%20on%20Acute%20Ped%20Rehab%20Setting.pdf](http://www.advancemed.co.il/userfiles/file/Kinesio%20Articles/PED/Effects%20KT%20on%20Acute%20Ped%20Rehab%20Setting.pdf)>.

ZAJT – KWIATKOWSKA, J. et al.: Kinesio Taping as The Auxiliary Method in The Physiotherapy Proces The Clinical Application, *Nowiny Lekarskie*, 2005, Vol. 74 (2), s. 190 – 194.

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

ZEHR, E. P., et al.: Enhancement of Arm and Leg Locomotor Coupling With Augmented Cutaneous Feedback From the Hand. *Journal of Neurophysiology*, 2007, č. 98, (on-line). Dostupné na WWW: <http://jn.physiology.org/>.

ZEHR, E. P., DUYSSENS, J. Regulation of Arm and Leg Movement during Human Locomotion. *The Neuroscientist*, 2004, č. 10, s. 347-361, (on-line). Dostupné na WWW: <http://nro.sagepub.com/>.

ZOROWITZ, R., et al.: Shoulder subluxation after stroke: A comparison of four supports, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1995, Vol. 76, (8), s. 763 - 771.

SEZNAM ZKRATEK

ABD	Abdukce
AC	Acromioklavikulární
ADD	Addukce
ADL	Activity daily live
AP	Anteriorně posteriorním
BMS	Balance master systém
BS	Base of Support
COP	Center of Pressure
COG	Center of Gravity
CBM	Center Body Mass
CMP	Cévní mozková příhoda
CNS	Centrální nervová soustava
DK	Dolní končetina
DKK	Dolní končetiny
EMG	Elektromyografie
FZV	Fakulta zdravotnických věd
HR	Hemiparetické rameno
HK	Horní končetina
HSP	Hemiplegic shoulder pain (syndrom)
KT	Kinesio tape, kinesio páska
PPS	Přechod přes schod
ML	Medio – laterálním
m. DS	m. deltoideus střední vlákna
m. TB	m. triceps brachii

- m. TH Musculus trapezius horní vlákna
- MTC Medical taping concept
- m. SA Musculus serratus anterior
- m. PM Musculus pectoralis major – sternální část
- SC Sternoklavikulární
- ZR Zevní rotace

SEZNAM OBRÁZKŮ

- Obrázek 1: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílu mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 2. měřením bezprostředně po aplikaci kinesio pásky 46
- Obrázek 2: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílu mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 2. měřením bezprostředně po aplikaci kinesio pásky 47
- Obrázek 3: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 2. měřením při přechodu přes schod paretickou DK. 48
- Obrázek 4: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 2. měřením při přechodu přes schod neparetickou DK 48
- Obrázek 5: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 2. měřením bezprostředně po aplikaci KT 49
- Obrázek 6: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílu mezi 2. měřením bezprostředně po aplikaci kinesio pásky a 3. měřením po třech dnech působení 51
- Obrázek 7: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílu z posturografu mezi 2. měřením bezprostředně po aplikaci kinesio pásky a 3. měřením po třech dnech působení 51
- Obrázek 8: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 2. měřením a 3. měřením při přechodu přes schod paretickou DK. 52
- Obrázek 9: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 2. měřením a 3. měřením při přechodu přes schod neparetickou DK 52
- Obrázek 10: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru mezi 2. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT 53
- Obrázek 11: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílu mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT 55
- Obrázek 12: Grafické zobrazení průměrných výsledků rozdílu mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT 55
- Obrázek 13: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 3. měřením při přechodu přes schod paretickou DK 56

- Obrázek 14: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 3. měřením při přechodu přes schod neparetickou DK. 57
- Obrázek 15: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT 58
- Obrázek 16: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 2. měřením během chůze paretickou DK 59
- Obrázek 17: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 2. měřením během chůze neparetickou DK. 60
- Obrázek 18: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru během chůze mezi 1. měřením a 2. měřením. 61
- Obrázek 19: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 2. měřením a 3. měřením během chůze paretickou DK. 62
- Obrázek 20: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 2. měřením a 3. měřením během chůze paretickou DK. 62
- Obrázek 21: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru během chůze mezi 2. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT 63
- Obrázek 22: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 3. měřením během chůze paretickou DK. 65
- Obrázek 23: Grafické zobrazení průměrných výsledků svalové aktivity rozdílu mezi 1. měřením a 3. měřením během chůze neparetickou DK. 65
- Obrázek 24: Grafické zobrazení průměrných výsledků akcelerometru během chůze mezi 1. měřením bez kinesio pásky a 3. měřením bezprostředně po aplikaci KT 66

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Statistické parametry z PPS porovnání mezi 1. a 2. měřením	46
Tabulka 2: Porovnání základních statistických parametrů při hodnocení změn svalové aktivity při přechodu přes schod mezi 1. a 2. Měření	48
Tabulka 4: Statistické parametry z výsledných hodnot z akcelerometru mezi 1. a 2. měření PPS	49
Tabulka 5: Statistické výsledky mezi 2. a 3. měření PPS	50
Tabulka 6: Statistické výsledky změn svalové aktivity u PPS mezi 2. a 3. měření	52
Tabulka 7: Statistické výsledky změn mezi 2. a 3. měření při PPS	53
Tabulka 8: Statistická data změn mezi 1. a 3. měření PPS	54
Tabulka 9: Statistické výsledky změny svalové aktivity u PPS mezi 1. a 3. měření	56
Tabulka 10: Statistické parametry akcelometru mezi 1. a 3. měření PPS	57
Tabulka 11: Statistická výsledná data změny svalové aktivity během chůze mezi 1. a 2. měření.	59
Tabulka 12: Popisná statistika hodnot akcelerometru mezi 1. a 2. měření při chůzi	60
Tabulka 13: Statistické výsledky svalové aktivity během chůze mezi 2. a 3. měření	62
Tabulka 14: Statistická data změn akcelometru mezi 2. a 3. měření během chůze	63
Tabulka 15: Statistické výsledky svalové aktivity během chůze mezi 1. a 3. měření	64
Tabulka 16: Statistická data změn akcelometru mezi 1. a 3. měření při chůzi	66
Tabulka 17: Statistické parametry změn rozsahu pohybu pletence ramenního	67

SEZNAM PŘÍLOH

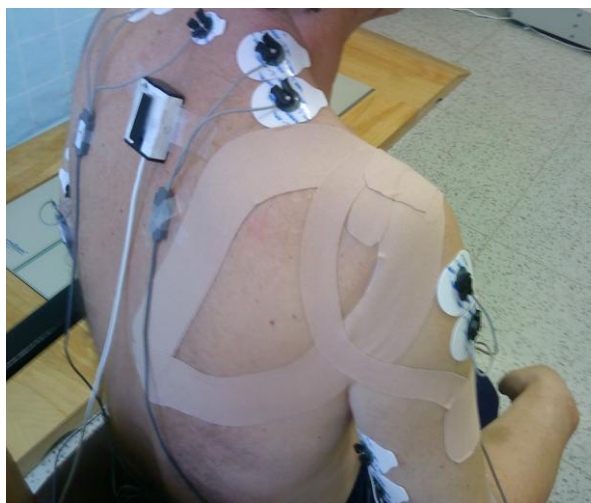
Příloha 1: Specifikace aplikace kinesio pásky na ramenní pletenec	101
Příloha 2: Výstupní subjektivní anketa	102
Příloha 3: Poučení a souhlas probanda	103
Příloha 4: Vstupní – výstupní kineziologické vyšetření	104
Příloha 5: Kineziologické vyšetření	107
Příloha 6: Goniometrie – změny rozsahu po kinesio pásce	107
Příloha 7: Výsledky subjektivní ankety	107
Příloha 8: Popisná statistika - Posturografie	108
Příloha 9: Popisná statistika – akcelerometr – přechod přes schod	108
Příloha 10: Popisná statistika - EMG při přechodu přes schod	109
Příloha 11: Popisná statistika – EMG - chůze	110
Příloha 12: Popisná statistika – Akcelerometr – chůze	111

PŘÍLOHA

Příloha 1: Specifikace aplikace kinesio pásky na ramenní pletenec



Obr. 1)



Obr. 2)

Obrázek 1. a 2.: Fota po 2. měření s aplikací kinesio pásky a dané elektrody z EMG s inklinometrem. Obrázku 1 je vidět pohled zepředu na KT na m. pectoralis major a m. biceps brachii. Elektrody na m. pectoralis major – sternální vlákna, m. serratus anterior, m. deltoideus – střední vlákna. Obrázek 2 ukazuje pohled posterolaterální na aplikovaný kinesio páska m. deltoideus a tape „scapula“. Použité elektrody na m. triceps brachii, m. trapezius – horní vlákna, m. deltoideus - střední vlákna a inklinometr v oblasti horní hrudní páteře.

ANKETA

Proband:

Datum narození:

Muž – žena

Datum testování:

1) Subjektivní vnímání kinesio pásky (KT)

1. Vnímali jste KT	dobře	lehce vadil	vadil
2. Svědění	nebylo	trochu	bylo
3. Vyrážka po KT	nebyla	trochu	byla
4. Vnímání stability po KT	ano	trochu	ne
5. Subjektivní hybnost po KT	Lepší	nezměněná	horší
6. Celkově hodnotím KT	pozitivně	neutrálně	negativně

2) Bolestivost (Pokyny: Škála bolesti od 1 do 5, kdy 1 žádná bolest a 5 největší bolest)

A. Před aplikací kinesio pásky

a. bolestivost celková	1 – 2 – 3 – 4 – 5
b. v klidu	1 – 2 – 3 – 4 – 5
c. při pohybu	1 – 2 – 3 – 4 – 5
d. noční	1 – 2 – 3 – 4 – 5

B. Po aplikaci kinesio pásky

a. bolestivost celková	1 – 2 – 3 – 4 – 5
b. v klidu	1 – 2 – 3 – 4 – 5
c. při pohybu	1 – 2 – 3 – 4 – 5
d. noční	1 – 2 – 3 – 4 – 5

Poučení a souhlas pacienta

Fakultní nemocnice Olomouc

Rehabilitační oddělení

I.P.Pavlova 6

Olomouc 779 00

Pacient/ka souhlasí s provedením diagnostických vyšetření pomocí povrchové elektromyografie a posturografické plošiny v kineziologické laboratoři v KRTVL FN Olomouc. Dále jejich zkompletování s kineziologickým vyšetřením a dotazníkem pro diplomovou práci, ***VLIV KINESIO TAPING NA PLETENCI RAMENNÍM NA POSTURÁLNÍ CHOVÁNÍ U HEMIPARETICKŮ BĚHEM CHŮZE A PŘECHODU PŘES SCHOD***, zpracovávanou Bc. Janou Rybářovou.

Byl/a jsem srozumitelně a podrobně seznámen/a s průběhem a podmínkami vyšetření. Souhlasím s jeho provedením, nahlédnutím do mé zdravotní dokumentace a zařazením do studie pro tuto diplomovou práci a s anonymním použitím získaným údajů s respektováním pravidel ochrany osobních dat.

V Olomouci dne

Podpis

Vstupní – výstupní vyšetření

Proband :

Datum narození:

Pohlaví : žena – muž

Datum vznik CMP, ataky, oblast :

Dominantní strana :

Datum vyšetření:

Anamnéza :

- OA

- NA

Kineziologické vyšetření:

Stav vědomí :	vigilní		somnolentní
Orientace :	Orientován		dezorientován
Spolupráce :	spolupracuje		nespolupracuje
Psychomotorické tempo :	zpomalené	OK	zrychlené
Komunikace :	Dysartrie	afazie	dobrá

Čítí :

Povrchové ANO NE

Hluboké ANO NE

Trofika :

Svalový tonus: snížený OK zvýšený

Škála spasticky :

Reflexy, jevy : snížený OK zvýšený

Mozečkové příznaky – ataxie : ANO NE

Pasivní hybnost DKK: omezena neomezena

Aktivní hybnost DKK : nezvládá s odlehčením zvládá

Trup :

Propojení horní – dolní trup : vůbec trochu ano

Stabilita :

SED : předo - zadní	ANO	NE
SED : latero - laterální	ANO	NE
STOJ předo - zadní	ANO	NE
STOJ: latero - laterální	ANO	NE
Výpad	ANO	NE

Pletenec ramenní – HKK :

Pasivní hybnost: omezena neomezena

	1. měření	2.měření
S (45)50-O-180	Aktivní	Aktivní
	Pasivní	Pasivní
F 45-O-180	Aktivní	Aktivní
	Pasivní	Pasivní
R 90 – 0 - 70	Aktivní	Aktivní
	Pasivní	Pasivní

Aktivní hybnost : nezvládá s odlehčením zvládá

SH Rytmus : ne těžší přiměřeně lehce OK

Substituce , souhyby, asociované reakce, reflexní změny : ne

ANO – jaké

Joint –play :

GH	ANO	NE
AC	ANO	NE
SC	ANO	NE

Jemná motorika

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

Chůze :

	Samostatná	s opěrnou pomůckou	s dopomocí	
Tempo :	pomalé	přiměřené	rychlé	
Délka kroků :	malá	přiměřená	nadměrná	
Souhyb HKK :	žádný	lehce	přiměřeně	nadměrný
Poměr stojné a švihové fáze :				

Výrazná patologie :

Příloha 5: Kineziologické vyšetření

			1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.	11.
Paretická strana			P	L	P	L	P	L	P	P	L	P	L
Věk			54.	45.	52.	59.	66.	55.	55.	64.	63.	54.	45.
Počet dní po CMP			14.	169.	15.	19.	100.	35.	22.	10.	38.	25.	41.
Joint - play	GH	vstupní	om	neo	neo	neo	om	neo	om	neo	om	om	neo
		výstupní	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	x
	AC	vstupní	neo	neo	om	om	om	om	om	om	om	om	om
		výstupní	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	x
SC	vstupní	om	neo	om.	neo	om	om	om	om	om	neo.	om	om
	výstupní	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	neo	x
Spasticita	vstupní	1+	1+	1+	0.	3.	1+	2.	0.	2.	1+	1.	
	výstupní	1.	1.	1.	0.	2.	1.	1+	0.	1+	1.	x	

Legenda k Příloze 5: GH: glenohumerální skloubení, AC: akromioklavikulární skloubení, SC : sternoklavikulární skloubení

Příloha 6: Goniometrie – změny rozsahu po kinesio pásce

		1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.	8.	9.	10.
Flexe	Aktivní	15	5	10	10	20	30	5	10	5	10
	Pasivní	0	40	10	5	5	20	10	10	10	5
Abdukce	Aktivní	20	40	5	5	0	10	10	10	5	5
	Pasivní	15	50	5	10	5	40	15	10	10	5
Zevní rotace	Aktivní	30	20	5	5	15	20	5	15	5	10
	Pasivní	30	0	20	5	15	10	5	15	5	15

Příloha 7: Výsledky subjektivní ankety

Vnímání KT	Dobře	9
	Lehce mi vadil	1
	Vadil mi	1
Svědění	ne	9
	trochu	2
	ano	0
Vyrážka po KT	Nebyla	10
	trochu	1
	nebyla	0
Stabilita po KT	ano	7
	trochu	3
	ne	1
Subjektivní hybnost	lepší	10
	nezměněná	1
	horší	0
Celkově hodnotí KT	pozitivně	9
	neutrálně	1
	negativně	1
Celkově bolest po KT	menší	9
	nezměněná	2
	horší	0

Legenda k Příloze 7: KT – kinesio tape

Příloha 8: Popisná statistika – Posturografie

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Percentiles		
						25th	50th (Median)	75th
Posturografie - Přejchod přes schod paretickou dolní končetinou								
LUP 1	11	22,167	5,106	16,000	32,000	17,333	23,000	24,000
LUP 2	11	23,939	10,888	11,330	52,000	17,666	22,000	28,000
LUP 3	10	26,099	4,509	18,000	32,667	22,620	26,500	28,792
MT 1	11	2,872	1,304	1,550	5,523	2,030	2,400	3,330
MT 2	11	2,753	1,264	1,513	6,025	1,890	2,500	3,220
MT 3	10	2,358	1,164	1,490	5,485	1,637	2,075	2,390
II 1	11	32,818	13,543	14,667	53,666	16,333	32,500	42,000
II 2	11	32,045	13,407	15,333	56,667	18,660	31,333	44,000
II 3	10	31,499	11,433	12,333	46,000	22,370	29,417	42,500
Posturografie - Přejchod přes schod neparetickou dolní končetinou								
LUP 1	11	24,121	7,336	13,330	38,000	20,000	24,666	28,000
LUP 2	11	26,621	12,376	11,500	57,000	19,333	23,000	30,000
LUP 3	10	27,916	6,306	16,667	38,000	23,417	28,000	32,500
MT 1	11	3,278	1,418	1,673	6,493	2,107	2,800	4,200
MT 2	11	2,769	,944	1,610	5,140	2,146	2,590	3,210
MT 3	10	2,465	,741	1,253	3,776	1,848	2,450	3,101
II 1	11	40,951	21,591	7,330	79,000	19,000	47,334	54,000
II 2	11	37,333	22,050	10,330	82,333	16,667	34,000	53,000
II 3	10	39,257	18,059	11,000	71,667	24,583	43,700	49,500

Legenda k Příloze 8: N- počet pozorování, LUP- Lift –UP Index, MT- Movement Time, II- Impact Index

Příloha 9: Popisná statistika – akcelerometr – přechod přes schod

Descriptive Statistics								
	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Percentiles		
						25th	50th (Median)	75th
Akcelerometr - přechod přes schod paretickou dolní končetinou								
AC X 1	9	2,252	1,404	,202	4,618	,805	2,651	3,055
AC X 2	11	2,074	1,040	,000	3,665	1,738	2,062	2,581
AC X 3	9	3,231	1,586	1,215	5,721	2,030	2,582	4,705
AC Y 1	9	2,616	1,729	,608	6,559	1,313	2,802	2,995
AC Y 2	11	2,220	1,111	,002	4,045	1,965	2,227	2,685
AC Y 3	9	3,121	1,587	1,408	6,683	2,274	2,637	3,749
Akcelerometr - přechod přes schod neparetickou dolní končetinou								
AC X 1	9	2,057	1,676	,000	5,523	,433	2,375	2,605
AC X 2	11	2,401	1,051	,611	3,791	1,381	2,791	3,012
AC X 3	10	3,373	1,745	1,693	7,420	2,407	2,684	4,523
AC Y 1	9	1,709	,864	,001	2,582	1,127	2,146	2,393
AC Y 2	11	2,482	,981	,766	4,005	1,794	2,578	3,295
AC Y 3	10	2,681	,862	1,675	4,723	2,073	2,620	3,048

Legenda k Příloze 9: AC X- akcelerometr směr osy X, AC Y – akcelerometr směr osy Y, N – počet pozorování

Příloha 10: Popisná statistika - EMG při přechodu přes schod

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Percentiles		
						25th	50th (Median)	75th
EMG - Svalová aktivita během přechodu přes schod paretickou dolní končetinou								
m. TH 1	10	2,641	1,618	1,204	6,679	1,644	1,967	3,205
m. TH 2	10	1,824	,817	,777	2,819	,927	1,675	2,759
m. TH 3	9	2,182	1,075	1,184	4,668	1,426	1,810	2,657
m. TB 1	10	2,295	1,204	,265	3,962	1,383	2,398	3,459
m. TB 2	10	1,901	1,335	,024	4,376	,839	2,028	2,886
m. TB 3	9	2,652	1,420	1,008	5,708	1,531	2,438	3,351
m. SA 1	10	1,783	1,688	,542	6,215	,838	1,125	2,143
m. SA 2	10	2,468	3,902	,342	13,410	,916	1,040	2,041
m. SA 3	9	2,137	1,255	,810	4,084	1,162	1,307	3,475
m. PM 1	10	1,210	,478	,583	1,752	,754	1,207	1,711
m. PM 2	10	1,017	,373	,443	1,665	,710	,980	1,290
m. PM 3	9	,939	,296	,603	1,328	,649	,913	1,261
m. DS 1	10	5,022	3,281	2,096	12,650	2,964	3,682	7,391
m. DS 2	10	3,698	3,550	1,009	10,538	1,462	1,999	5,634
m. DS 3	9	4,950	2,668	1,825	10,224	2,913	3,813	6,754
EMG - Svalová aktivita během přechodu přes schod neparetickou dolní končetinou								
m. TH 1	10	2,596	1,579	1,121	6,225	1,557	2,065	3,256
m. TH 2	10	1,747	,786	,832	3,485	1,051	1,708	2,084
m. TH 3	9	2,209	,945	1,131	3,718	1,427	1,957	3,209
m. TB 1	10	2,555	1,301	,293	4,410	1,694	2,604	3,689
m. TB 2	10	2,098	1,286	,024	3,600	,950	2,545	2,989
m. TB 3	9	3,711	4,557	,686	15,528	1,144	2,732	3,447
m. SA 1	11	1,502	,926	,547	3,649	,879	1,122	2,081
m. SA 2	11	2,123	2,709	,647	10,189	1,048	1,340	1,662
m. SA 3	10	1,849	1,187	,775	4,933	1,096	1,640	2,120
m. PM 1	11	1,339	1,037	,437	3,771	,739	,916	1,716
m. PM 2	11	,954	,352	,590	1,525	,694	,764	1,367
m. PM 3	10	,934	,313	,501	1,448	,673	,921	1,208
m. DS 1	10	4,546	2,698	1,373	8,966	2,402	3,769	7,226
m. DS 2	10	3,435	2,396	,706	7,843	1,713	2,871	4,700
m. DS 3	9	4,775	2,995	2,058	11,207	2,373	3,566	6,644

Legenda k Příloze 10: N – počet pozorování, m. TH – musculus trapezius horní vlákna, m. TB-m.triceps brachii, m. SA- m. serratus anterior, m. PM- m. pectoralis major –sternální vlákna, m. DS – m. deltoideus střední vlákna.

Příloha 11: Popisná statistika – EMG – chůze

Descriptive Statistics								
	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Percentiles		
						25th	50th (Median)	75th
EMG - Svalová aktivita během chůze paretickou dolní končetinou								
m. TH 1	10	1,450	1,041	,101	3,800	,754	1,320	1,935
m. TH 2	10	1,304	,627	,430	2,666	,853	1,301	1,677
m. TH 3	9	1,206	,404	,560	1,796	,903	1,145	1,530
m. TB 1	10	2,864	3,268	,215	11,626	1,212	1,850	3,364
m. TB 2	10	1,944	1,030	,021	3,031	1,232	2,034	2,952
m. TB 3	9	6,663	12,140	,902	38,924	1,959	2,635	3,832
m. SA 1	10	1,542	,919	,664	3,772	,820	1,564	1,861
m. SA 2	10	1,919	1,347	,377	4,336	,864	1,540	2,859
m. SA 3	9	2,684	2,512	,769	7,653	,814	1,426	4,853
m. PM 1	10	,895	,319	,561	1,657	,668	,826	1,038
m. PM 2	10	,755	,184	,330	,962	,664	,767	,907
m. PM 3	9	,766	,177	,469	1,007	,628	,734	,937
m. DS 1	10	1,913	1,272	,943	5,178	1,102	1,542	2,369
m. DS 2	10	2,386	1,706	,568	5,802	,936	2,117	3,436
m. DS 3	9	2,521	2,267	1,103	8,419	1,252	2,122	2,325
EMG - Svalová aktivita během chůze paretickou dolní končetinou								
m. TH 1	10	1,355	1,062	,096	3,918	,723	1,016	1,792
m. TH 2	10	1,176	,688	,036	2,220	,696	1,216	1,645
m. TH 3	9	1,100	,440	,089	1,646	,983	1,089	1,375
m. TB 1	10	1,817	1,329	,152	4,254	1,085	1,336	2,644
m. TB 2	10	1,339	,895	,022	2,582	,323	1,713	1,960
m. TB 3	9	4,412	5,257	,902	17,945	1,612	2,685	4,853
m. SA 1	10	1,173	,590	,700	2,442	,740	,907	1,720
m. SA 2	10	1,570	1,160	,654	3,809	,771	1,026	2,534
m. SA 3	9	2,512	2,617	,536	8,121	,559	1,368	4,420
m. PM 1	10	1,015	,466	,559	2,041	,704	,846	1,370
m. PM 2	10	1,109	,847	,094	3,145	,662	,858	1,501
m. PM 3	9	,902	,291	,466	1,491	,709	,835	1,034
m. DS 1	10	2,101	1,217	1,092	5,319	1,314	1,827	2,267
m. DS 2	10	2,357	1,334	,688	4,600	1,420	1,949	3,275
m. DS 3	9	3,359	3,337	1,360	12,094	1,674	2,384	3,076

Legenda k Příloze 11: viz legenda Příloze 10

Příloha 12: Popisná statistika – Akcelerometr – chůze

Descriptive Statistics								
	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Percentiles		
						25th	50th (Median)	75th
Akcelerometr - chůze paretickou dolní končetinou								
AC X 1	8	1,573	,709	,194	2,226	1,030	1,807	2,147
AC X 2	10	2,739	1,347	,996	5,219	1,529	2,712	3,766
AC X 3	10	2,864	1,278	1,006	5,847	2,171	2,807	3,150
AC Y 1	8	2,532	1,535	,768	6,049	1,843	2,212	2,585
AC Y 2	10	2,660	,912	,769	3,551	2,017	3,094	3,372
AC Y 3	10	3,212	1,652	1,073	6,770	2,020	3,021	4,408
Akcelerometr - chůze neparetickou dolní končetinou								
AC X 1	8	1,514	,686	,179	2,206	1,030	1,711	2,046
AC X 2	10	2,289	,874	1,436	4,031	1,551	2,083	2,659
AC X 3	10	2,747	1,136	1,258	5,446	2,091	2,521	3,158
AC Y 1	8	2,352	1,483	,552	5,715	1,696	2,182	2,392
AC Y 2	10	2,468	,909	,455	3,565	2,147	2,594	3,159
AC Y 3	10	3,095	2,094	1,086	8,508	1,744	2,820	3,508

Legenda k Příloze 12: viz legenda k Příloze 9