

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Bc. Karolína Kohoutová

Vliv kineziotapu na kvalitu chůze u pacientů po CMP
Diplomová práce

Vedoucí práce: Mgr. Iveta Lerchová

Olomouc 2017

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně pod odborným vedením
Mgr. Ivety Lerchové a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 15. května 2017

podpis

Děkuji své vedoucí práce Mgr. Ivetě Lerchové za odbornou pomoc, konzultace, přínosné rady, trpělivost a věnovaný čas při vypracování diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat všem pacientům, kteří byli neobyčejně ochotní při realizaci měření, protože bez nich by tato práce nikdy nevznikla.

Současně bych chtěla poděkovat všem vyučujícím, jejichž znalosti, zkušenosti a přístup k práci pro mne byly inspirací a motivací ke studiu.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Diplomová práce

Název práce: Vliv kineziotapu na kvalitu chůze u pacientů po CMP

Název práce v AJ: The influence of Kineziotape on the quality of gait in stroke patients

Datum zadání: 2016-02-09

Datum odevzdání: 2017-05-15

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

Autor práce: Bc. Karolína Kohoutová

Vedoucí práce: Mgr. Iveta Lerchová

Oponent práce: doc. MUDr. Ivanka Vlachová

Abstrakt v ČJ:

Hlavním cílem této diplomové práce je zhodnotit vliv kineziotapu na kvalitu chůze u pacientů v postakutní fázi po cévní mozkové příhodě. K objektivizaci je využit diagnostický a terapeutický robotický systém Zebris (FDM-T Systém) měřící časoprostorové parametry krokového cyklu.

V teoretické části je shrnuta problematika iktů, definice a obecné charakteristiky chůze, patologický stereotyp chůze hemiparetických pacientů a vymezen pojem kineziotape.

V praktické části je popsána metodologie práce, hypotézy a definován testovaný soubor pacientů. Vliv kineziotapu na kvalitu chůze je hodnocen pomocí vybraných parametrů FDM-T Systému a dvou standardizovaných klinických testů. Na základě jejich vyhodnocení jsou zodpovězeny výzkumné otázky diplomové práce.

Abstrakt v AJ:

The main purpose of this thesis is to evaluate the influence of Kineziotape on the quality of gait in patients in post-acute phase after the stroke. Objectification is utilized by the Zebris (FDM-T System), diagnostic and therapeutic robotic system measuring time-space parameters of the steps cycle.

The theoretical part summarizes the issue of strokes, definitions and general characteristics of gait, stereotype of pathological gait in hemiparetic patients and the definition of the term Kineizotape.

The practical part describes the methodology of this thesis, the hypothesis and defines specificities of the tested group of patients. The influence of Kineziotape on the quality of gait is evaluated by the selected parameters of the FDM-T system and two standardized clinical tests. Based on the results of this evaluation, the research questions of the thesis are answered.

Klíčová slova v ČJ: kineziotape, cévní mozková příhoda, chůze, analýza krokového cyklu

Klíčová slova v AJ: kineziotape, stroke, gait, gait cycle analysis

Rozsah: 100 stran včetně 4 příloh

Obsah

1	Cévní mozková příhoda.....	10
1.1	Epidemiologie.....	10
1.2	Anatomie a fyziologie mozkového krevního okruhu.....	11
1.3	Klasifikace cévních mozkových příhod.....	11
1.3.1	Ischemické cévní mozkové příhody	12
1.3.2	Hemoragické cévní mozkové příhody.....	13
1.4	Klinický obraz.....	13
1.5	Rizikové faktory.....	14
2	Chůze.....	15
2.1	Krokový cyklus.....	15
2.2	Specifika hemiparetické chůze	17
2.2.1	Spastická komponenta	18
2.2.2	Paretická komponenta.....	18
2.2.3	Patologické komponenty stejné fáze	19
2.2.4	Patologické komponenty švihové fáze	21
2.2.5	Charakteristické patologické změny.....	22
2.2.6	Časoprostorové charakteristiky	23
2.2.7	Kinematické charakteristiky	23
2.2.8	Dynamické charakteristiky	24
3	Kineziotape.....	25
3.1	Charakteristika kineziotapu	25
3.2	Funkce a fyziologické účinky	26
3.3	Techniky kineziotapu.....	27
3.3.1	Základní techniky	27
3.3.2	Korekční techniky.....	27
3.4	Indikace aplikace	29
3.5	Kontraindikace aplikace.....	29
3.6	Klinická aplikace kineziotapu na dolní končetinu	29
4	Cíl.....	31
4.1	Výzkumné otázky a hypotézy.....	31
4.1.1	Výzkumná otázka č. 1	31

4.1.2	Výzkumná otázka č. 2	31
4.1.3	Výzkumná otázka č. 3	32
5	Metodologie.....	33
5.1	Vyšetřované osoby.....	33
5.2	Metody a prostředky vyšetření.....	34
5.2.1	Chodící pás Zebris FDM-T.....	35
5.2.2	Klinické testy	36
5.3	Statistické zpracování dat	37
6	Výsledky.....	38
6.1	Výsledky výzkumné otázky č. 1	38
6.1.1	Výsledky k hypotéze H_{01} – parametr délky dvojkroku.....	38
6.1.2	Výsledky k hypotéze H_{01} – parametr šířky kroku.....	39
6.1.3	Výsledky k hypotéze H_{01} – parametr stejné fáze paretické DK	40
6.1.4	Výsledky k hypotéze H_{01} – parametr švihové fáze paretické DK	42
6.1.5	Výsledky k hypotéze H_{01} – parametr doby dvojí opory	44
6.1.6	Výsledky k hypotéze H_{01} – parametr kadence	45
6.1.7	Výsledky k hypotéze H_{01} – parametr rychlosti chůze.....	46
6.1.8	Výsledky k hypotéze H_{01} – parametr laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu.....	47
6.2	Výsledky výzkumné otázky č. 2	49
6.2.1	Výsledky k hypotéze H_{02}	49
6.2.2	Výsledky k hypotéze H_{03}	56
6.3	Výsledky výzkumné otázky č. 3	63
6.3.1	Výsledky k hypotéze H_{04}	63
6.3.2	Výsledky k hypotéze H_{05}	64
6.4	Subjektivní hodnocení kineziotapu.....	66
7	Diskuze	67
7.1	Diskuze k teoretické části	68
7.2	Diskuze k vědecké otázce č. 1 a č. 2.....	69
7.3	Diskuze k vědecké otázce č. 3	72
7.4	Limity studie	76
	Závěr.....	77
	Referenční seznam.....	78

Seznam zkratek.....	91
Seznam obrázků.....	92
Seznam tabulek.....	93
Seznam grafů	94
Seznam příloh.....	96
Přílohy	97

Úvod

Nový život začíná splnutím spermie s vajíčkem. Již během své první buněčné diferenciaci má jasně determinovaný cíl - dosažení samostatné sociální bipedální lokomoce jakožto nejvyššího evolučního stupně motorické ontogeneze lidské rasy. V živočišné říši je náš druh, Homo sapiens, charakterizován evolučním vývojem, který začíná od primitivních holokinetických pohybů a končí extrémně komplikovanými diferenciovanými pohyby, jako je bipedální lokomoce.

Během několika málo vteřin může člověk přijít o to, co bylo našim organismem dlouhodobě budováno. Zneprůchodnění mozkové tepny nebo roztržení aneurysmatu poškodí během chvíle motorický systém tak, že nadále nejsme schopni běhu, chůze či dokonce stoje. V dosavadním životě tak nastávají kolosální změny, které se projeví v běžných denních činnostech. Ztráta schopnosti samostatné chůze znehodnocuje plnohodnotný život a člověk touží po navrácení do původního stavu.

Cévní mozková příhoda (CMP) je jedním z onemocnění způsobujících postižení chůze. Její stoupající incidence je závažným medicínským, sociálním a ekonomickým problémem. Zejména finanční náklady spojované s léčbou těchto pacientů nás vedou k hledání dalších ekonomicky méně nákladných možností léčby. Jednou z takovýchto možností je kineziotape, u kterého doposud nebyl prozkoumán přímý vliv na chůzi u pacientů po CMP. Tape je v dnešní době relativně dostupným produktem na trhu za přijatelnou cenu a nevyžaduje žádné další speciální prostory při jeho aplikaci a užívání. Mohl by být tedy dobrým kompromisem nejen pro ekonomiku zdravotnictví, zdravotnický personál, ale i pro samotné pacienty.

1 Cévní mozková příhoda

Cévní mozková příhoda (CMP) neboli iktus je klinický syndrom charakteristický náhlým rychlým rozvojem fokálních (nebo globálních) příznaků poruch mozkových funkcí, trvajících déle než 24 hodin nebo vedoucích k smrti. Postižení mozkové tkáně je zapříčiněno poruchou cévního zásobení (Rowland *et al.*, 2010, p. 1172). Příčinou poruchy mozkové cirkulace může být ischemie nebo hemoragie. K tomuto syndromu přiřazujeme mozkový infarkt, intracerebrální a subarachnoideální krvácení (Bednařík *et al.*, 2010, p. 707; Bruthans, 2010, p. 133).

1.1 Epidemiologie

CMP je třetí nejčastější příčinou úmrtí na celém světě (hned po kardiovaskulárních a nádorových onemocněních) a hlavní příčinou invalidity (Bruthans, 2010, p. 134; Rowland *et al.*, 2010, p. 1172; WHO, 2006, p. 2018).

Mnoho vědeckých studií se na přelomu století věnovalo mortalitě. Z jejich výsledků vyplývá, že nejnižší a stále klesající mortalita na iktus je v Austrálii, západní Evropě a v USA. Přibližně 3krát vyšší byla úmrtnost ve státech Jižní Ameriky a až 10krát vyšší ve východní Evropě a v zemích bývalého Sovětského svazu. V dnešní době se podařilo mnoha státům východní Evropy úmrtnost na CMP výrazně snížit a nastolit naopak její klesající tendenci. Avšak v porovnání se státy západní a střední Evropy jsou její hodnoty stále vysoké (WHO, 2006, p. 2018).

Celosvětová incidence iktů je téměř 15 milionů případů za rok (Kalvach, 2010, p. 456). Podle mnoha studií vykazuje incidence značné geografické, rasové a věkové variability. Průměrná incidence CMP se pohybuje mezi 100 až 300 případy na 100 000 obyvatel za rok. U černé rasy je incidence takřka 2krát vyšší než u bílé rasy. Vyšší výskyt iktů sledujeme u mužů v produktivním věku a u žen ve vyšším věku (Rowland *et al.*, 2010, p. 1172). Incidence roste úměrně s věkem, maxima pak dosahuje ve věku 85 let (WHO, 2006, p. 2018). Značnou variabilitu vykazovaly i celosvětové trendy vývoje incidence. Od roku 1950 do počátku 21. století docházelo k jejímu snížení. V posledních dvou desetiletích mají sledované změny drobný pokles (Rowland *et al.*, 2010, p. 1172).

Incidence CMP v České republice je v porovnání s ostatními státy Evropy vysoká. Od roku 1950 nedocházelo k jejímu snížení. Přetrvávající stagnace byla prolomena počátkem

21. století, kdy došlo k poklesu úmrtnosti, avšak incidence stoupla. Důvod k jejímu zvýšení je narůstající počet seniorů, sedavější životní styl, špatné stravovací návyky a větší šance na přežití. I přes značný, doposud trvajících pokles zůstávají hodnoty úmrtí a incidence u nás stále vyšší než ve zbylých rozvinutých zemích (Bruthans, 2010, p. 135).

Z údajů Ústavu zdravotnických informací a statistiky ČR vyplývá, že v roce 2015 bylo s diagnózou CMP hospitalizováno 51 432 osob (z uvedeného množství se jednalo o 27 959 mužů a 23 473 žen). Porovnáme-li data mezi roky 2003 a 2015, dojdeme k závěru, že se průměrná ošetrovací doba zkrátila na 13,4 dne (v roce 2003 byla 14,1 dne). Dále jsme zaznamenali mírný nárůst průměrného věku hospitalizovaných osob v souladu s postupujícím demografickým stárnutím populace. V neposlední řadě je zřetelný i nižší počet úmrtí na CMP z 11 418 v roce 2003 na 5 118 v roce 2015 (ÚZIS ČR, 2016, p. 46).

1.2 Anatomie a fyziologie mozkového krevního okruhu

Cévní zásobením mozku je zajištěno čtyřmi tepnami – dvěma karotickými a dvěma vertebrálními. Z 85 % je mozek zásoben z karotického řečiště, zbytek mozkové perfuze zajišťují vertebrální tepny (Ambler, 2010, p. 707; Čihák, 2004, p. 692).

Mozková tkáň má velké energetické nároky, protože její funkce jsou pro život organismu velmi důležité. Hlavním zdrojem energie pro mozek je glukóza, jejíž denní spotřeba je asi 115 g. Mozková tkáň spotřebuje 15–20 % kyslíku z celkové spotřeby O₂. K uspokojení energetických a kyslíkových potřeb mozku je nutné zajištění stálého a dostatečného krevního průtoku (50–60 ml/100 g mozkové tkáně/min). Na průtoku mozkovou tkání se podílí systém autoregulace, chemicko-metabolické vlivy, změny intrakraniální tlaku, viskozita krve a prostaglandiny (Ambler, 2010, p. 707; Kalvach, 2010, p. 456).

1.3 Klasifikace cévních mozkových příhod

CMP se dělí na dva typy. Z 80 % se jedná o ischemické cévní mozkové příhody, které vznikají převážně v karotickém povodí. Druhým typem jsou hemoragické ikty, které dále rozdělujeme na intracerebrální hemoragii (vyskytuje se z 15 %) a na subarachnoideální hemoragii (výskyt 5 %). Ikty vzniklé poruchou vertebrobasilárního povodí nejsou časté, ale mívají horší průběh (Kalita, 2006, p. 623).

1.3.1 Ischemické cévní mozkové příhody

Ischemický iktus je nejčastějším typem infarktu mozkové tkáně, kdy z důvodu poškození prokrvení určité oblasti dochází k její následné hypoxemii. Snížení krevního průtoku pod 15 ml/min/100 g mozkové tkáně vede k poruše funkcí nervových buněk a rozvoji typických klinických příznaků (Vítovec, Souček, 2003, p. 26; Kalvach *et al.*, 2004, p. 861).

Mozkové ischemie se dělí dle různých hledisek:

A) Podle mechanismu vzniku:

- *obstrukční*: dochází k uzavěru tepny trombem nebo embolem;
- *neobstrukční*: vznikají při hypoperfúzi (Vítovec, Souček, 2003, p. 26; Dufek, 2002, p. 6).

B) Podle vztahu k tepennému povodí:

- *teritoriální*: vznikají v teritoriu některé mozkové tepny;
- *interteritoriální*: vznikají na rozhraní povodí jednotlivých tepen;
- *lakunární*: vznikají při postižení malých perforujících arterií (Vítovec, Souček, 2003, p. 26; Dufek, 2002, p. 6).

C) Podle časového průběhu:

- *tranzitorní (TIA - Transient Ischemic Attac)*: přechodná mozková dysfunkce trvající v řádu minut, neurologický deficit kompletně odezní do 24 hodin;
- *reverzibilní (RIND - Reversible Ischemic Neurologic Deficit)*: symptomy odezní do 2 týdnů, avšak může se vyskytnout trvalé funkční postižení;
- *progredující (SE - Stroke in Evolution)*: příznaky progredují během hodin až dnů v důsledku pozvolně vzrůstající hypoxie;
- *ireverzibilní (CS - Completed Stroke)*: dokončená mozková příhoda s charakteristickou fokální ischemií mozku, příznaky trvají déle než 24 hodin a mají trvalý neurologický charakter (Vítovec, Souček, 2003, p. 26; Dufek, 2002, p. 6).

1.3.2 Hemoragické cévní mozkové příhody

Hemoragická CMP, při které dochází ke krvácení do mozkového parenchymu, je provázena vyšší mortalitou než ischemický iktus. Z 80 % je mozková hemoragie způsobena arteriální hypertenzí nebo rupturou malých perforujících arterií. V místě ruptury dochází k hemostatickým a hemokoagulačním fyziologickým dějům, které zastaví krvácení trvajících hodiny až dny. Zbýlých 20 % příčin jsou hemofilie, arteriovenózní malformace, alkohol, leukémie či jaterní choroby (Ambler, 2011, p. 351; Vítkovec, Souček, 2003, p. 26).

Hemoragické ikty se dělí na intraparenchymatózní krvácení a na krvácení do komorového systému mozku (subarachnoideální a ventrikulární) (Langdon *et al.*, 2007, p. 631). Krvácení můžeme být tříštivé – postihuje cévy trpící chronickou arteriální hypertenzí a ohraničené.

Mozkové hemoragie se dělí podle lokalizace a přítomnosti hypertenze:

A) Typická: u hypertoniků, častěji tříštivého typu, neslučitelná se životem

- *krvácení do bazálních ganglií (55 %);*
- *krvácení do thalamu (15 %);*
- *krvácení do mozečku (10 %);*
- *krvácení do pontu (5 %).*

B) Atypická: u normotoniků, častěji lobární krvácení, slučitelné s životem (Ambler, 2010, p. 707; Karadag-Saygi *et al.*, 2010, p. 318).

1.4 Klinický obraz

Rozvoj jednotlivých příznaků závisí zejména na lokalizaci ischemie nebo hemoragie, rozsahu postižení a jeho vztahu k motorickým drahám, celkovému zdravotnímu stavu pacienta a včasné zahájené léčbě (Trojan, 2005, p. 237). Ischemické nebo hemoragické CMP nemají specifické příznaky, jejich průběh bývá obdobný (Kalita *et al.*, 2006, p. 429). Zpravidla se v klinickém obraze setkáváme s poruchami hybnosti, čítí, zraku, vyšších mozkových funkcí (pozornost, paměť, řeč, psaní, čtení, počítání, praxie), mozečku a vestibuláru, vědomí (Ehler, 2012, p. 291; Herzig, 2008, p. 84; Pfeiffer, 2007, p. 143).

Bezprostředním dopadem prodělaného iktu je míšňí šok, který zapříčiní hypotonus. Dle Pfeiffera (2007, p. 144) je možné rozdělit zotavovací dobu na tři fáze. Pro první fázi je typický hypotonus, postižení motorických a senzitivních funkcí v závislosti na místu lokalizace iktu. Ve druhé fázi dochází k postupné stabilizaci a pozvolnému navrácení pohybu v končetinách (od akér směrem proximálním). Ve třetí fázi se rozvíjí spasticita.

Podle topiky lze určit předpokládaný uzávěr či krvácení v karotickém nebo vertebrobasilárním povodí. Postižení **a. cerebri media** (50 % případů) se projevuje kontralaterální hemiparézou až hemiplegií dominující na horní končetině, především akrálně (Kolář *et al.*, 2009, p. 387), hemihypestézií až hemianestézií, centrální poruchou n. facialis, homonymní hemianopsií a poruchou pohledu na opačnou stranu, než je léze. Postižení dominantní hemisféry je doprovázeno afázií, agnozií a apraxií. Je-li postižena nedominantní hemisféra, vyskytuje se anozognozie a neglect syndrom (Ambler, 2010, p. 351; Kalina, 2008, p. 35). Následkem hemiparézy vzniká typické Wernickeovo-Mannovo držení těla.

Má-li pacient postiženou oblast **a. cerebri anterior** (3 % iktů), je motoricky a senzitivně postižena kontralaterální dolní končetina. U pravostranného postižení je přítomna porucha chování až sociální dezinhibice. Pokud je léze levostranná, projevuje se apatií, abulií, demotivací, inkontinencí či ideomotorickou apraxií (Kalita *et al.*, 2006, p. 154).

Poškození **a. cerebri posterior** (12 % případů) se projeví poruchou zraku – homonymní hemianopsií, tělesného schématu a prostorové percepce, kontralaterální hemiparézou s hemihypestézií či poruchou paměti (Mumenthaler, 2001, p. 649).

Porušené **vertebrobasilární řečiště** způsobuje kmenovou a cerebelární symptomatiku (závratě, zvracení, porucha rovnováhy a okulomotoriky, Horneova triáda, ataxie, dysartrie, poruchy vědomí) (Kalina, 2008, p. 231).

1.5 Rizikové faktory

CMP jsou heterogenní skupinou onemocnění s rozmanitými rizikovými faktory. Jejich koncept je velmi významný pro prevenci a primární intervenci cévních onemocnění. Některé rizikové faktory jsou neovlivnitelné, avšak významné pro možnost záměrného vyhledávání rizikových jedinců v kategoriích vymezených těmito faktory. Řadíme sem: věk, rasu, pohlaví a genetické predispozice (Dufek, 2002, p. 7). Do ovlivnitelných faktorů řadíme: hypertenzi, onemocnění srdce, diabetes mellitus, nikotinismus, vysoká konzumace alkoholu, obezita a nízká fyzická aktivita (Jedlička *et al.*, 2005, p. 424).

2 Chůze

Chůze je základní lokomoční stereotyp, který je budován v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, typických pro každého jedince. Vzpřímená lokomoce je složitý motorický děj vyžadující správnou koordinaci trupu a končetin. K zásadním evolučním aspektům, jež umožnily lidem bipedální lokomoci, patří jedinečný abduktorový aparát poskytující stabilizaci pánve během fáze opory nohy, přesun těžiště těla, esovitě prohnutí páteře či speciální neuronální systém udržující tělo ve vzpřímené pozici (Raine *et al.*, 2009, p. 10).

Za úspěšnou lokomoci je považován pohyb těla požadovaným směrem, kterého je docíleno splněním tří základních požadavků. Prvním je existence základních lokomočních vzorů, které formulují a koordinují rytmické vzory svalových aktivit dolních končetin a trupu. Jejich výsledkem je pohyb těla konkrétním směrem. Druhým požadavkem je správná posturální kontrola těla, která zabraňuje kolapsu těla v gravitačním poli Země (působení gravitační síly, očekávaných či neočekávaných sil). Posledním požadavkem je schopnost jedince přizpůsobit chůzi danému terénu (Shumway-Cook, Woollacott, 2007, p. 612).

2.1 Krokový cyklus

Krokový cyklus neboli dvojkrok je základní jednotkou chůze a je tvořen třemi základními fázemi: švih, stoj, dvojí opora. *Švihová fáze* je dynamický proces, při kterém se chodidlo nachází ve vzduchu a celá hmotnost těla je přenesena na kontralaterální končetinu. Tato fáze je náročná na udržení vodorovné polohy pánve. Poklesu pánve zabraňuje aktivita abduktorů opěrné končetiny a aktivita m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové končetiny (Véle, 2006, p. 375).

Švihová fáze (swing phase) tvoří zhruba 40 % krokového cyklu a dále je rozdělena do tří částí:

počáteční švih – „initial swing“;

střed švihové fáze – „mid-swing“;

konečný švih – „terminal swing“ (Kolář *et al.*, 2009, p. 48).

Fáze stoje je statistickou fází krokového cyklu. Končetina je v kontaktu s podložkou a postupně se mění zatížení chodidla v závislosti na posunu hmotnosti těla. Kontakt nohy s opornou bází se postupně zvětšuje. Jde od paty k zevní hraně (v supinaci) a končí u odrazu do pronace směrem k palci (Lewit, 2002, p. 411).

Stojná fáze (stance phase) je tvořena přibližně 60 % krokového cyklu a dále se dělí do tří částí:

první fáze dvojí opory – „first double support“;

jednooporová fáze – „single support“;

druhá fáze dvojí opory – „second double support“ (Kolář *et al.*, 2009, p. 48).

Ve *fázi dvojí opory* se obě končetiny dotýkají oporné báze (na stojné noze je kontakt špička palce se zemí a na švihové noze je kontakt paty se zemí). Tato fáze tvoří plynulý přechod mezi švihem a oporou končetiny a trvá přibližně prvních a posledních 10 % stojné fáze (Véle, 2006, p. 375).

Rozdělení fází krokového cyklu není podle různých autorů jednotné. Názvosloví dle Perry je obecné a lze jej uplatnit při hodnocení různých forem patologické chůze.

Názvosloví dle Perry:

počáteční kontakt – „initial contact“, IC;

reakce na zatížení – „loading response“, LR (0 – 10 %);

střed stojné fáze – „mid-stance“, MS (10 – 30 %);

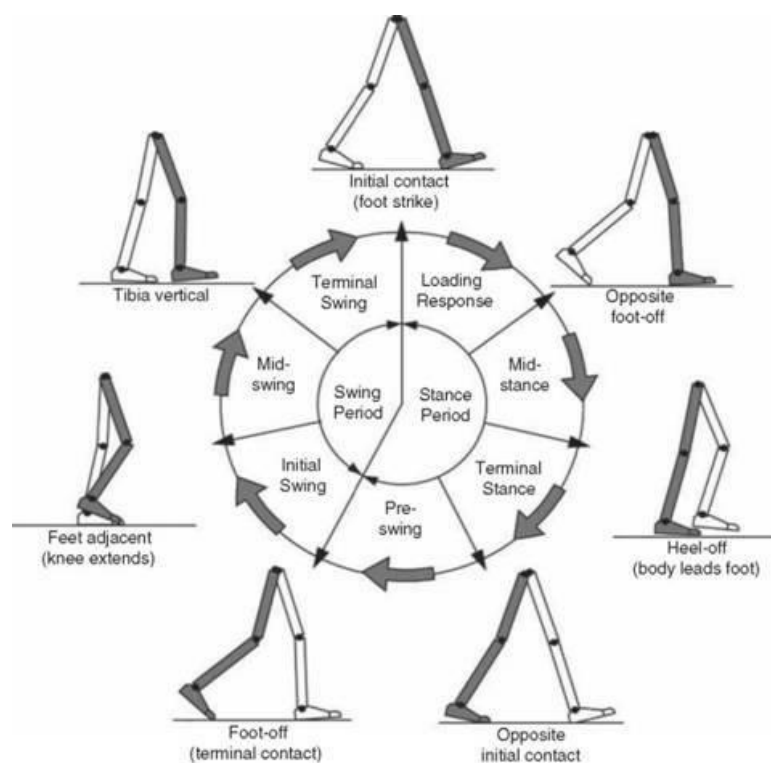
konečný stoj – „terminal stance“, TS (30 – 50 %);

předšvihová fáze – „pre-swing“, PSW (50 – 60 %);

počáteční švih – „initial swing“, ISW (60 – 70 %),

střed švihové fáze – „mid-swing“, MSW (70 – 85 %);

konečný švih – „terminal swing“, TSW (85 – 100 %) (Bastlová, 2013, p. 107–109; Kolář *et al.*, 2009, p. 48).



Obrázek 1 Fáze krokového cyklu – popis (Whittle, 20017, p. 59)

2.2 Specifika hemiparetické chůze

Charakteristika podle Gage:

- ztráta selektivní kontroly;
- závislost na primitivních pohybových vzorech;
- abnormální svalový tonus;
- relativní nerovnováha mezi agonisty a antagonisty (Gage, 1995, p. 1607).

Cévní mozková příhoda vede často k abnormálním pohybovým vzorům, mění časoprostorové, dynamické a kinematické charakteristiky chůze, snižuje průměrnou rychlost chůze a změní poměr mezi stojnou a švihovou fází krokového cyklu. V různém rozpětí jsou v průběhu jednotlivých fází krokového cyklu přítomny jednotlivé patologické komponenty. Tyto abnormality jsou součástí komplexního patologického pohybového vzoru, který obsahuje spasticitu, svalovou slabost, poškození senzomotorické kontroly a dlouhodobé mechanické změny ve svalech a kloubech. Typickou hemiparetickou chůzi nelze popsat, jelikož u každého pacienta po iktu se objevují individuální kombinace výše zmíněných patologických komponent (BurrIDGE *et al.*, 2001, p 427; Murcková, 2001, p. 8).

2.2.1 Spastická komponenta

Nejvýznamnějším problémem u pacientů s poruchou horního motoneuronu je spasticita. Jedná se o motorickou poruchu, pro kterou je typické zvýšení tonických napínacích reflexů v závislosti na rychlosti prováděného pohybu se zvýšením fázických reflexů vyplývajících z hyperexcitability napínacího reflexu. Konkrétní svalová skupina je pak při různých pohybových aktivitách hypotonická i hypertonická. Spastický sval má abnormální výkon z důvodu poškozeného motorického programu, přerušovaného náboru a rozvratu frekvenčního modulování aktivit motorických jednotek. Tato konečná abnormální koaktivace obsahuje jak agonistické svalové skupiny, tak i antagonistické. Korelace mezi stupněm aktivace daného svalu a vývojem jeho napětí je narušena. Jakákoliv aktivizace takového svalu vede k abnormálnímu vzestupu napětí (Albert & Kesselring, 2012, p. 817; Mayer, 2002, p. 66).

2.2.2 Paretická komponenta

Snížená svalová síla patří k hlavním problémům. Její příčinou je redukce množství aktivních motorických jednotek, narušení plynulého náboru nových jednotek a snížení rychlosti pálení (tzv. firingrate). Setkáváme se s ní v akutní i chronické fázi onemocnění (Eng, 2007, p. 1420; Lamontagne *et al.*, 2001, p. 245).

Distribuce této poruchy je velice individuální a závisí na lokalizaci a velikosti poškození. Pozoruhodný fenomén, který můžeme sledovat u paretického pacienta, je přítomnost rozdílu ve stupni svalové slabosti k pozici kloubu a provedení pohybu (např. pacient je schopný vygenerovat dostatek svalové síly pro udržení těla ve stoji bez poklesu v kyčelním kloubu s několika stupňovou flexí v koleni, ale při nulové extenzi v kolenním kloubu toho není schopen). Vzniká tak závislost mezi postavením v kloubu a schopností generovat sílu (Belda-Lois *et al.*, 2011, p. 1; Carr & Shepherd, 2000, p. 35).

Spastické i paretické komponenty ovlivňují neurální a non-neurální složku generování svalové síly. Neurální složka svalového oslabení se vyvíjí z nedostatečného supraspinálního náboru motoneuronů v konkrétních fázích krokového cyklu. Non-neurální složka svalové slabosti podmiňuje sekundární změny svalových vláken, které zasahují do schopnosti generovat napětí svalu. Při chůzi pracují svaly buď koncentricky pro vygenerování pohybu, anebo excentricky pro jeho kontrolu. Svalová slabost zasahuje do obou funkcí. Nezávislá

chůze je ovlivněna mírou svalové slabosti postižených svalů a schopností ostatních svalů tento defekt kompenzovat. Normální chůze nevyžaduje kompletní aktivaci svalů dolních končetin. Pouze plantární flexory hlezenních kloubů pracují skoro na maximum (Belda-Lois *et al.*, 2011, p. 1; Shumway-Cook&Woollacott, 2007, p. 614).

Pět podmínek garantujících běžnou chůzi:

- absorpce mechanické energie na začátku stojné fáze;
- zajištění opory těla;
- udržení posturální stability;
- zajištění švihu dolní končetiny s náležitým minutím podložky;
- vytvoření propulzní síly (Gage *et al.*, 1995, p. 1607).

2.2.3 Patologické komponenty stojné fáze

- **Abnormální initial contact:**
 - *foot flat* – paralelní kontakt paty a přední části chodidla je způsoben oslabením dorzální flexe nohy;
 - *forefoot contact* – prvotní kontakt předonoží s podložkou vyvolaný hypertonelem nebo sekundárními změnami plantárních flexorů nohy a m. triceps surae;
 - inverze a equinovarózní postavení chodidla – hyperaktivita plantárních flexorů nohy a m. tibialis posteriori (Albert & Kesselring, 2012, p. 819).
- **Abnormální nastavení chodidla:**
 - změna orientace působení vektoru reakční síly – nyní směřuje před koleno a to vede k hyperextenzi v kolenním kloubu;
 - *locked knee* – zvýšená aktivita m. triceps surae (Gage *et al.*, 1995, p. 1607).
- **Abnormální loading response:**
 - *drop foot* – nebo-li „plesknutí“ celé nohy na zem následkem oslabeného m. tibialis anterior;
 - *clawing* – značí asociační reakci vyvolanou spasticitou flexorů prstů nohy, jedná se o drápotivé postavení prstů (tzv. claw toes - extenze v metatarzo-

falangeálním skloubení, flexe v proximálním inter-falangeálním (IP) skloubení a flexe v distálním IP skloubení);

- *hip drop* – snížená aktivita abduktorů KYK má za následek pokles pánve (tzv. hip drop) na kontralaterální straně k místu oslabení. Kompenzačním mechanismem je laterální posun (tzv. lateral shift) COM nad stojnou končetinou ve spojení s laterálním nakloněním trupu směrem ke stojné DK. Nedostatečná aktivita této svalové skupiny může zapříčinit nestabilitu v rovině frontální s možností rizika pádu. Obdobný efekt může mít i spasticita adduktorů KYK (Albert & Kesselring, 2012, p. 821).

- **Abnormální mid-stance:**

- *locked knee* – uzamčení KOK ve smyslu hyperextenze kolene je způsobeno poruchou koaktivace m. quadriceps femoris a hamstringů, instabilitou pánve, hyperaktivitou a hypertonelem m. triceps surae;
- *kolaps KOK* – oslabený m. tibialis anterior vede během prvního zhoupnutí k počátečnímu kontaktu špičky se zemí, oslabený m. triceps surae dovolí během druhého zhoupnutí rychlý pohyb tibie dopředu a způsobí tím posun reakční síly před KOK a dále, pokud je m. quadriceps femoris nepatříčně aktivován, dochází k selhání KOK do flexe (Gage *et al.*, 1995, p. 1610).

- **Abnormální terminal stance:**

- *snížená extenze v KYK* – inaktivita m. gluteus maximus spolu s kloubním omezením, spasticitou nebo hypertonelem m. rectus femoris, m. iliopsoas a m. quadratus lumborum;
- *inhibice pohybu vpřed (tzv. propulse)* – vyvolána inaktivitou plantárních flexorů DK a hypertonelem gastrosoleárního komplexu (Albert & Kesselring, 2012, p. 825).

- **Abnormální pre-swing:**

- *potíže při souběžné flexi v KOK a KYK* – narušen timing m. quadriceps femoris, hamstringů a m. iliopsoas, nedostatečná aktivita flexorů KYK v předšvihové fázi a ve fázi počátečního švihu;
- *locked knee* – přetrvávající z předešlé fáze (Gage *et al.*, 1995, p. 1611).

2.2.4 Patologické komponenty švihové fáze

- **Abnormální initial swing:**

- *omezená dorzální flexe hlezenního kloubu* - způsobena inaktivitou dorzálních flexorů nohy, spasticitou nebo zkrácením plantárních flexorů DK;
- *omezená flexe v KOK* – zapříčiněna snížením svalové síly plantárních flexorů nohy či flexorů KYK a spasticitou hamstringů (zejména m. biceps femoris a m. semimembranosus, kteří inhibují flexi v KYK s následkem redukce flexe KOK během švihové fáze);
- *omezená flexe v KYK* – inaktivita m. iliopsoas a neschopnost dekontrakce m. gluteus maximus;
- *toe drag* – tažení špičky po podložce zároveň s přílišnou flexí v KYK a KOK, retrakce pánve a vykopnutí DK dopředu (Mayer, 2002, p. 67; Shumway-Cook&Woollacott, 2007, p. 615).

- **Abnormální mid-swing:**

- *drop foot* – stav, kdy DK neefektivně mívá podložku v důsledku oslabení nebo absence aktivity dorzálních flexorů nohy či hyperaktivity plantárních flexorů. To má za následek kompenzační mechanismus, tzv. stepáž (pro ni je typická zvýšená flexe KOK a KYK během švihové fáze tak, aby se zabránilo kontaktu palce s podložkou, tzv. toe drag) (Chin *et al.*, 2009, p. 11; Gage *et al.*, 1995, p. 1615);
- *inadekvátní clearance* – zakopávání o špičku;
- *hip hiking* – snížená svalová aktivita flexorů KYK vede k nedostatečné flexi v kyčli a dochází tak ke zkrácení kroku, ovlivnění postavení nohy při initial contactu a neefektivnímu minutí podložky. Pro udržení přiměřeného clearance během švihové fáze je nutné kompenzačně aktivizovat posteriorní náklon pánve s aktivací břišního svalstva a cirkumdukci určenou jako hip hike (elevace pánve);
- *cirkumdukce* (Olney&Richards, 1996, p. 140; Shumway-Cook&Woollacott, 2007, p. 615).

- **Abnormální terminal swing:**

- *omezená extenze v KOK* – spasticita hamstringů a pasivita m. quadriceps femoris;
- *omezená flexe v KYK* – nemožnost dekontrakce m. gluteus maximus;
- *hip drop* – neschopnost excentrické dekontrakce m. quadratus lumborum, břišního a zádového svalstva;
- *drop foot* (Albert & Kesselring, 2012, p. 829).

2.2.5 Charakteristické patologické změny

Hemiparetická chůze je značně strnulá vlivem omezeného rozsahu pohybu v kloubech dolní končetiny. Limitovaná dorzální flexe v hlezenním kloubu a hyperextenze v kolenním kloubu způsobuje funkční prodloužení délky DK. V průběhu švihové fáze je tak pacient nucen použít kompenzační strategii – cirkumdukci při přesunu paretické končetiny vpřed. V KYK nastává obloukovitý pohyb, který usnadňuje elevaci (clearance) nohy od země při švih. Na zahájení švihové fáze se více podílí flexory kyčelního kloubu než selektivní pohyby stehna, bérce a kotníku. Počáteční kontakt se zemí je realizován buďto prostřednictvím celého chodidla, nebo přední částí nohy, namísto standardního vzoru úderem paty (BurrIDGE *et al.*, 2001, p 430; Kim *et al.*, 2015, p. 636).

K další patologické složce řadíme elevaci pánve (hip hiking). Toto jednostranné enormní zvednutí pánve na straně paretické při švihové fázi, spjaté se zvýšenou abdukci kontralaterální DK je způsobeno kontrakcí paravertebrálních svalů, šikmých břišních svalů a m. quadratus lumborum. Důvodem pro nadměrné zvednutí pánve může být i omezení dorzální flexe v hlezenním kloubu, eventuálně oslabené ischiocrurální svalstvo, kdy během pomalé chůze KOK setrvává v extenzi při švihové fázi (Lamontagne *et al.*, 2001, p. 250; Wallard *et al.*, 2015, p. 215).

Velmi často se u pacientů po iktu vyvine padající špička (drop foot) na paretické končetině, která je výsledkem oslabení dorzálních flexorů hlezenního kloubu (m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus). Kompenzačním mechanismem u omezené dorzální flexe v hlezenním kloubu je chůze cirkumdukci nebo stepáž (kohoutí chůze). Při ní nastává nadměrná flexe v KYK a KOK, aby bylo zajištěno odlepení chodidla od podložky (Albert & Kesselring, 2012, p. 830).

2.2.6 Časoprostorové charakteristiky

Průměrná rychlost chůze zdravého jedince je 1 – 1,2 m/s. U pacientů po iktu je tato rychlost nižší, přibližně 0,2 – 0,7 m/s. Na rychlost působí mnoho charakteristik chůze (např. u hemiparetiků se rychlost chůze odvíjí od doby trvání stojné a švihové fáze) (BurrIDGE *et al.*, 2001, p 434; Lamontagne *et al.*, 2001, p. 255).

Ke značnému omezení rychlosti chůze přispívá neschopnost rychlého provedení švihu paretickou končetinou, prodloužení fáze dvojí opory a redukce časoprostorové koordinace (timing svalů) (Belda-Lois *et all*, 2011, p. 1).

2.2.7 Kinematické charakteristiky

Do kinematických vlastností hemiparetické chůze patří nižší rozsah v kloubech při pohybu, snížená rychlost chůze, laterální vychýlení těžiště (COM), zvýšení reakčních sil podložky paretické DK a snížení velikosti momentu sil všech kloubů dolních končetin, především na paretické straně (Kim *et al.*, 2015, p. 638; Wallard *et al*, 2015, p. 216).

Kinematické vzorce paretické končetiny můžeme rozdělit do čtyř fází. V první probíhá flexe v kyčelním kloubu, extenze v kolenním kloubu a plantární flexe v hlezenním kloubu. Po celou tuto dobu se paretická končetina pohybuje cirkumdukci. Ve druhé fázi pokračuje flexe v KYK a plantární flexe v hlezenním kloubu s omezenou flexí v KOK jako reakce na zatížení. Během třetí fáze, střední stoj, je kolenní kloub v hyperextenzi. V poslední (stojné) fázi bývá nedostatečný odraz palce (BurrIDGE *et al.*, 2001, p 432; Lamontagne *et al.*, 2001, p. 254).

Pro pacienty po CMP je typické abnormálně rotační postavení pánve, které souvisí se spasticitou nebo oslabením rotátorů kyčelního kloubu. Dalším problémem je zvýšená extenze v kolenním kloubu během stojné fáze. Jednou z příčin vzniku hyperextenze v KOK je oslabený m. quadriceps femoris, kdy kompenzačním mechanismem je inklinace trupu vpřed a zevní rotace femuru, aby vektor reakční síly působil před střed kolenního kloubu a udržel tak extenční moment. I při spasticitě m. quadriceps femoris nebo m. triceps surae dochází k rozvoji hyperextenze. Výskyt spasticity u m. triceps surae se projeví přenosem váhy těla na hlavičky metatarsů nohy ve stojné fázi. Vektor konečné reakční síly utváří extenční moment, jehož výsledkem je zvýšená plantární flexe v hlezenním a extenze v kolenním kloubu (Shumway-Cook, Woollacott, 2007, p. 614).

2.2.8 Dynamické charakteristiky

Pro lidskou chůzi je typický plantigrádní mechanismus, který se projevuje plynulým přesunem reakčních sil vyvíjených ploskou nohy během fáze stoje. Tento mechanismus je podřízen kortikospinální kontrole a zabraňuje vzniku poruch v programování pohybů. Podle osvojených představ je m. triceps surae u spasticity v hyperaktivitě a zabraňuje dorzální flexi v hlezenním kloubu, což omezuje nášlap na patu při inciálním kontaktu. Po iktu je porušena fázová modifikace s oslabením plantárních flexorů a dále je pozměněn poměr sil ku prospěchu pretibiální svalové skupiny. Značně poklesne dopředná síla, která je kompenzována abnormální činností flexorů kyčelního kloubu (Burridge *et al.*, 2001, p. 434; Mayer, 2002, p. 69).

Během švihové fáze je v hlezenním kloubu plantární flexe strůjcem equinózního postavení nohy při iniciálním kontaktu. Kompenzací tohoto stavu je hyperextenze v KOK s důrazem na zvýšenou flexi v KYK (Winters *et al.*, 1987, p. 441).

Na velikosti generované síly má vliv počáteční délka svalu. Značné zkrácení nebo prodloužení svalu redukuje produkci síly. Ideální nastavení svalu pro optimální generaci síly je jeho mírné protažení. Tato problematika obsahuje činnost aktinomyozinového komplexu, viskoelasticitu vazivových struktur a reflexní neuromodulaci svalu (Mayer, 2002, p. 70; Mumenthaler, 2001, p. 649).

Oslabený inerční moment v počáteční švihové fázi omezuje flexi kolenního kloubu během švihové fáze. Zdrojem této patologie je hyperaktivita, případně spasticita m. quadriceps femoris, snížení momentů sil vycházejících z kotníku, dynamické oslabení plantárních flexorů hlezenního kloubu a flexorů KYK (obzvláště m. iliopsoas) v předšvihové i počáteční švihové fázi. V předšvihové fázi se m. iliopsoas aktivuje koncentricky. U spastického svalu je tato aktivizace poškozena a omezena. Tento proces je součástí krokového cyklu a je ovlivněn kortikospinálním systémem. Spasticita m. iliopsoas se projevuje jeho hyperaktivitou, která vede ke kontraktuře tohoto svalu s následným anteverzním postavením v pánvi. Takováto anteverze může mít bližší spojitost s dynamickým deficitem extenzorů kyčelního kloubu během konečného stoje. M. gluteus medius a minimus se podílí na transformaci vnitřně rotačních momentů, které se výrazně zvyšují se zvětšující se flexi v KYK (Mayer, 2002, p. 73).

3 Kineziotape

Kineziotape (elastický pásek) je komponenta využívána v kineziotapingu (KT). Vývojem této metody se na počátku sedmdesátých let 20. století zabýval japonský chiropraktik dr. Kenzo Kase (Miralles *et al.*, 2014, p. 9). Po dobu několika let vyvíjel na základě svých mnohaletých zkušeností z klinické praxe a poznatků z anatomie a kineziologie speciální tape (současně s metodikou), který je svou strukturou a elasticitou velmi podobný lidské kůži. Elastický pásek je aplikován přímo na tělo za účelem zlepšení lokální cirkulace, snížení bolesti, facilitace či inhibice svalů a zlepšení kloubní funkce a stability (Bialoszewski *et al.*, 2009, p. 47; Gonzáles-Iglesias *et al.*, 2009, p. 516; Hsu *et al.*, 2009, pp. 1092–1093).

3.1 Charakteristika kineziotapu

Kvalitní tape musí mít specifické vlastnosti, které vydrží několik dní, a být vyroben ze 100% tkaniny. Bavlněná tkanina obaluje polyuretanová vlákna, která zajišťují pružnost. Tape lze natáhnout pouze v podélném směru na 130 - 140 % s tím, že je na nosné fólii dáno již 10% předpětí. Tyto tahové vlastnosti hrají podstatnou úlohu při provádění konkrétní techniky aplikace (Kase *et al.*, 2013, p. 12; Kumbrink, 2014, p. 11–12). Díky elasticitě není omezen pohyb, a nedochází tak k hypotrofii svalové tkáně (Bicici *et al.*, 2012, p. 155; Kaya *et al.*, 2011, p. 203). Tloušťka pásky je obdobná jako epidermis kůže (to se projeví pár minut po aplikaci, kdy tape dokonale přilne a dále ho nevnímáme) (García-Muro *et al.*, 2009, p. 294; Osterhues, 2004, p. 267). Zásluhou lepidla z termosenzitivní lékařské pryskyřice, které se aktivuje teplem, drží na pokožce. Šířka, délka a tvar se odvíjí od velikosti ošetřovaného místa a cíle, kterého chceme dosáhnout (Bulíčková, 2014, p. 77). Tape umožňuje evaporaci, rychle schne a je voděvzdorný, takže nebrání hygieně ani běžným denním návykům a aktivitám. Jeho elastické vlastnosti jsou zachovány 3–4 dny, poté se kvalita elastických vláken snižuje a je doporučeno tape nanovo aplikovat (Kase *et al.*, 2013, p. 15).

3.2 Funkce a fyziologické účinky

Správnou aplikací tapu je dosaženo zvýšeného množství aferentních informací z exteroceptorů, proprioreceptorů a naopak snížena nocicepce z periferie (Kaya *et al.*, 2011, p. 202). Elastická páska neomezuje v segmentech pohyb a přes změnu propriorecepce a aktivace nebo inhibice různých svalových skupin příznivěji ovlivňuje funkční stabilitu segmentů než při použití manuální terapie (Bicici *et al.*, 2012, p. 155; Briem *et al.*, 2011, p. 332–333). Lze efektivně pozměnit polohu kloubu a docílit úpravy pohybového stereotypu, díky kterému se zvýší stabilita tohoto kloubu (Kaya *et al.*, 2011, p. 202).

Působením permanentního tahu a tlaku na exteroceptory jsou aferentními drahami odesílány informace do centrálního nervového systému (CNS). Tento děj vyvolá reflexní odpověď organismu s cílem odstranit patologické změny ve funkci pohybového systému nejen v místě, odkud informace pochází, ale i z okolí tapu (ovlivňuje tonus svalů v celém dermatomu) (Chang *et al.*, 2010, p. 125; Niessen *et al.*, 2008, p. 333).

Proprioceptory, které mají nenahraditelnou roli při řízení motoriky, informují CNS o kinestézii (dynamice pohybu) a statestézii (postavení v segmentu) (Riemann, Lephart, 2002, p. 72). Dále zajišťují stabilitu výchozího nastavení v segmentu, průběh koordinovaného a přesně cíleného pohybu. Úraz, degenerativní procesy nebo kineziotape vyvolají změnu propriorecepce. Na tomto principu funguje mechanismus účinku tapu. Ten působí na receptory kůže a navýší tak množství odeslaných informací. Dlouhodobá aferentace z kožních receptorů má vliv na zvýšení proprioreceptivní vnímání (Chang *et al.*, 2010, p. 125; Kaya *et al.*, 2011, p. 202; Riemann, Lephart, 2002, p. 73).

Díky působení tapu na exteroceptory a proprioceptory je možné docílit snížení nociceptivního dráždění. Korekce postavení v segmentu má za efekt redukci bolesti. Bez nocicepce se zkracuje doba léčby a je dosaženo pozitivních úprav hybného aparátu (Niessen *et al.*, 2009, p. 1562).

Aplikací tapu lze korigovat svalový tonus ve smyslu facilitace nebo inhibice v závislosti na směru nanesení pružné pásky (Kase *et al.*, 2013, p. 14). Facilitace je docílena při aplikaci elastické pásky pod napětím ve směru svalových vláken, kdy je podpořena kontrakce. Inhibice je dosaženo nalepením tapu opačným směrem (Slupik *et al.*, 2007, p. 645).

V místě aplikace pásky dojde k odlehčení jednotlivých částí tkání a následné dekompresi intersticiálního prostoru. Snížení tlaku zamezí městnání v krevním a lymfatickém

řečišti, zmírní otok a dráždění nociceptorů a podporuje regeneraci tkání (García-Muro *et al.*, 2009, p. 292).

3.3 Techniky kineziotapu

3.3.1 Základní techniky

Rozlišujeme dvě základní techniky aplikace tapu podle účinku, kterého chceme dosáhnout: facilitaci či inhibici svalu (Kobrová, Válka, 2012, p. 37).

a) Inhibice svalu

Přetížené, hypertonické nebo akutně poškozené svaly ovlivňujeme ve smyslu inhibice (Bulíčková, 2014, p. 78). Tape aplikujeme pod napětím 15–25 %, směrem od úponu k začátku svalu v jeho protažení (Kobrová, Válka, 2012, p. 40). Páska pracuje v opačném směru než je směru svalové kontrakce, a tím je docíleno inhibice (Bulíčková, 2014, p. 78).

b) Facilitace svalu

K ovlivnění chronicky či akutně oslabených svalů nebo svalů, u kterých chceme podpořit svalovou kontrakci, využijeme metodu svalové facilitace (Bulíčková, 2014, p. 79). Tape aplikujeme pod napětím 15–35 %, směrem od začátku k úponu svalu v jeho maximálně možném protažení. Páska se smršťuje stejným směrem jako svalová kontrakce a tím je zajištěna facilitace (Kobrová, Válka, 2012, p. 41).

3.3.2 Korekční techniky

a) Mechanická korekce

Tape je aplikován pod napětím 50 % a více a využívají se jeho kompresní síly, které dráždí proprioceptory (Kobrová, Válka, 2012, p. 43). Následkem toho dochází k úpravě pozice svalů, fascií a kloubů, které následně působí jako funkční opora segmentu. Mechanická korekce pevně nefixuje pohyb v segmentu, ale pouze ho omezí. Tato technika se používá při instabilitě kloubů (Bulíčková, 2014, p. 79; Kase *et al.*, 2013, p. 22).

b) Fasciální korekce

Cílem fasciální korekce je zlepšení mobility fascie vůči ostatním vrstvám. Abychom docílili tohoto efektu, aplikujeme tape pod napětím 10–50 % (Kobrová, Válka, 2012, p. 48; Kase *et al.*, 2013, p. 26). Tuto korekci je vhodné použít po provedení manuálních technik, aby výsledný efekt přetrval déle (Bulíčková, 2014, p. 79).

c) Prostorová korekce

Touto korekcí je nadlehčováno místo bolesti, trigger pointu, zánětu nebo otoku. Tape aplikujeme pod napětím 10–35 %. Elevací kůže, podkoží a fascie je docíleno snížení tlaku nad problematickou oblastí a trofotropního účinku. V kombinaci s lymfatickou korekcí je první metodou volby při léčbě akutních onemocnění (Bulíčková, 2014, p. 79; Kase *et al.*, 2013, p. 29).

d) Vazivová a šlachová korekce

U šlachové korekce aplikujeme tape pod napětím 50–75 % a u vazivové 75–100 % napětí (nepředpokládáme efekt smrštění) (Kobrová, Válka, 2012, p. 54). Drážděním vazivových a šlachových mechanoreceptorů stimulujeme proprioceptory a dochází ke změnám řízení na centrální úrovni (Kumbrink, 2014, p. 10).

e) Funkční korekce

Tato korekce je jako jediná aplikována ve zkrácení pohybového segmentu. Tape je aplikován pod napětím 50–75 % a část je aplikována během aktivního pohybu. Stimulací receptorů je podpořen žádaný rozsah pohybu a naopak omezen nežádoucí pohyb. Změny percepce pozice kloubu, jež je dosaženo zvýšením kožního napětí, vedou k přenastavení pozice v kloubu tak, aby se zvýšené napětí na kůži normalizovalo (Kobrová, Válka, 2012, p. 57; Kase *et al.*, 2013, p. 36).

f) Lymfatická korekce

Pásku aplikujeme pod napětím 0–20 % (na hematomy s napětím 0–10 %) na postižený region ve tvaru vějíře. Tape lepíme v protažení segmentu. Pro docílení efektu je nutná terapeutova znalost anatomie lymfatického systému (Bulíčková, 2014, p. 79). Podle některých studií je lymfatické řečiště efektivněji ovlivněno kineziotapem než manuální lymfodrenáží nebo medikamenty či kompresní bandáží (Bialoszewski *et al.*, 2009, p. 52). Tuto techniku je

vhodné využívat k ovlivnění centrálních mechanismů řízení (svalový tonus, vegetativní systém) v neurologii (Kobrová, Válka, 2012, p. 60).

3.4 Indikace aplikace

Kineziotape je stále více využíván v rámci komplexních terapeutických technik. Indikované diagnózy jsou z celé řady medicínských odvětví (od fyzioterapie, všeobecného lékařství, ortopedie, neurologie, pediatrie, sportovní medicíny, gynekologie, chirurgie až po onkologii). Tato technika se stala novým terapeutickým nástrojem nikoli jen fyzioterapeutů, ale i masérů a ergoterapeutů (Kumbrink, 2014, p. 14).

Kineziotape umožňuje normalizaci svalové funkce, podporu kloubům a svalům, zlepšení lymfatického a cévního průtoku, zkvalitnění posturální aktivity, posílení oslabených svalů a redukci bolesti (Constantino *et al.*, 2012, p. 104).

3.5 Kontraindikace aplikace

Absolutní kontraindikací je přecitlivělost na akryl vyskytující se v lepidle tapu, která by vyvolala alergickou reakci na pokožce. Pásku není vhodné aplikovat na nezhojené jizvy, bradavice, pigmentové névy, pergamenovou kůži, při psoriáze nebo neurodermitidě, maligní melanom kůže, během horečnatých stavů, u akutních trombóz, při hnisavých kožních projevech aj. (Kobrová, Válka, 2012, p. 27).

3.6 Klinická aplikace kineziotapu na dolní končetinu

Redukce volního pohybu a poruchy svalového tonu jsou jedny z mnoha důvodů aplikace kineziotapu u pacientů po iktu. Hodně nemocných s touto diagnózou má tzv. Wernickeovo – Mannovo držení těla. Toto patologické postavení lze příznivě ovlivnit správným nalepením tapů. Pro toto držení je na horní končetině typická addukce, deprese a vnitřní rotace ramenního pletence, flexe v lokti a zápěstí, pronace předloktí (Kolář *et al.*, 2009, p. 387; Yang *et al.*, 2012, p. 445). Na dolní končetině je charakteristická extenze a vnitřní rotace v kyčelním kloubu, extenze až hyperextenze v kolenním kloubu, plantární flexe a inverze nohy. Pro chůzi je typická tzv. cirkumdukce (Pfeiffer, 2007, p. 146).

Tape bývá častěji aplikován na DK pro upravení chůze, která je postižena spastickým držením dolních končetin, ztrátou hlubokého cití, nefunkčností kolenního zámku a sníženou stabilitou kolenního kloubu (Choi *et al.*, 2013, p. 1120). Další významnou funkcí je rušení vnitřně rotačního postavení v kyčelním kloubu (Karadag-Saygi *et al.*, 2010, p. 321).

Pásku je možné uplatnit coby náhradu peroneální pásky, která podporuje pohyb nohy do dorzální flexe v hlezenním kloubu, z důvodu permanentní facilitace ventrální muskulatury bérce. Tapování v oblasti hlezna napomáhá k udržení stability během chůze a zabraňuje patologickým pohybům v kotníku (Yang *et al.*, 2012, p. 446).

Tapováním lze pozitivně ovlivnit subluxační postavení v ramenním kloubu, motoriku horní končetiny, centrální parézu n. facialis a dysfagii (Langdon *et al.*, 2007, p. 631; Min-Yeong *et al.*, 2015, p. 3393).

4 Cíl

Cílem této práce je zhodnotit vliv kineziotapu na kvalitu chůze u pacientů v subakutní fázi cévní mozkové příhody a ovlivnění časoprostorových, silových (distribuce tlaků ve stojné fázi) a funkčních parametrů hemiparetické chůze prostřednictvím tapu.

4.1 Výzkumné otázky a hypotézy

4.1.1 Výzkumná otázka č. 1

Má aplikace kineziotapu (KT) vliv na časoprostorové charakteristiky krokového cyklu během chůze na pásu Zebris FDM-T u pacientů po CMP?

H₀1: Není rozdíl v hodnotách jednotlivých parametrů chůze u pacientů s aplikovaným KT a u pacientů bez aplikovaného KT.

Sledované parametry chůze:

- a) DD – parametr délky dvojkroku;
- b) ŠK – parametr šířky kroku;
- c) STP – parametr stojné fáze paretické DK;
- d) SWP – parametr švihové fáze paretické DK;
- e) DDO – parametr doby dvojí opory;
- f) K – parametr kadence;
- g) R – parametr rychlosti chůze;
- h) LSYM – parametr laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu.

H_A1: Je rozdíl v hodnotách jednotlivých parametrů chůze u pacientů s aplikovaným KT a u pacientů bez aplikovaného KT.

4.1.2 Výzkumná otázka č. 2

Má aplikace kineziotapu (KT) vliv na maximální silové působení a tlakové zatížení jednotlivých částí nohy během chůze na pásu Zebris FDM-T u pacientů po CMP?

H₀2: Není rozdíl v maximálním silovém působení při chůzi s KT a bez aplikace KT.

Sledované parametry max. silového působení:

- a) MFF – maximální silové působení předonoží
- b) MFM – maximální silové působení středonoží
- c) MFH – maximální silové působení paty

H_A2: Je rozdíl v maximálním silovém působení při chůzi s KT a bez aplikace KT.

H₀3: Není rozdíl v maximálním tlakovém zatížení při chůzi s KT a bez aplikace KT.

Sledované parametry max. tlakového zatížení:

- a) MPF – maximální tlakové zatížení předonoží
- b) MPM – maximální tlakové zatížení středonoží
- c) MPH – maximální tlakové zatížení paty

H_A3: Je rozdíl v maximálním tlakovém zatížení při chůzi s KT a bez aplikace KT.

4.1.3 Výzkumná otázka č. 3

Má aplikace kineziotapu (KT) vliv na funkční parametry chůze porovnáním testu Timed Up and Go (TUG) a 10 Meter Walk Test (10M) u pacientů po CMP?

H₀4: Není rozdíl ve výsledku testu Timed Up and Go při chůzi s KT a bez aplikace KT.

H_A4: Je rozdíl ve výsledku testu Timed Up and Go při chůzi s KT a bez aplikace KT.

H₀5: Není rozdíl ve výsledku testu 10 Meter Walk Test při chůzi s KT a bez aplikace KT.

H_A5: Je rozdíl ve výsledku testu 10 Meter Walk Test při chůzi s KT a bez aplikace KT.

5 Metodologie

5.1 Vyšetřované osoby

Pro účely této diplomové práce bylo testováno 16 pacientů s diagnózou cévní mozková příhoda, kteří byli hospitalizováni na Neurologické klinice a následně na Rehabilitačním lůžkovém oddělení Fakultní nemocnice Olomouc. Jednalo se o pacienty v subakutní fázi první ataky ischemického iktu v povodí a. cerebri anterior, kteří se nacházeli ve stabilním neurologickém stavu, byli schopni samostatné chůze bez dopomoci, měli zachované percepční a sensorické funkce a netrpěli jinou významnou chorobou. Pacienti byli seznámeni s průběhem testování a svůj souhlas stvrdili podpisem informovaného souhlasu (viz příloha 1). Měření pacientů proběhlo v Kineziologické laboratoři Fakultní nemocnice Olomouc při zachování bezpečnostních podmínek od 19. 10. 2016 do 15. 12. 2016.

Experimentální skupinu tvořilo 16 pacientů, jejichž průměrný věk byl 62,4 let (rozpětí: 40 let, medián: 67 let), minimální věk vyšetřovaného byl 38 let, maximální věk 78 let. V tomto souboru bylo 12 mužů (75 %) průměrného věku 65,3 let (rozpětí: 40 let, medián: 67 let) a 4 ženy (25 %) průměrného věku 53,5 let (rozpětí: 21 let, medián: 51,5 let).

V testované skupině bylo 8 pacientů s levostrannými projevy iktu (průměrný věk: 60,3 let, rozpětí: 37 let, medián: 64 let, poměr ženy:muži: 2:6) a 8 pacientů s pravostrannými projevy (průměrný věk: 64,5 let, rozpětí: 33 let, medián: 68,5 let, poměr ženy:muži: 2:6).

Kontrolní skupinu tvořilo 16 pacientů, jejichž průměrný věk byl 64 let (rozpětí: 26 let, medián: 64 let), minimální věk vyšetřovaného byl 49 let, maximální věk 75 let. V tomto souboru bylo 11 mužů (68,8 %) průměrného věku 63,3 let (rozpětí: 26 let, medián: 64 let) a 5 žen (31,2 %) průměrného věku 64,9 let (rozpětí: 4 roky, medián: 67 let).

V kontrolní skupině bylo 8 pacientů s levostrannými projevy iktu (průměrný věk: 62,8 let, rozpětí: 22 let, medián: 64,5 let, poměr ženy:muži: 2:6) a 8 pacientů s pravostrannými projevy (průměrný věk: 65,3 let, rozpětí: 20 let, medián: 67 let, poměr ženy:muži: 3:5).

5.2 Metody a prostředky vyšetření

Na podkladě prostého náhodné výběru (formou losování) byli pacienti rozřazeni do dvou souborů: testovaná a kontrolní skupina. Testovanou skupinu tvořilo 16 pacientů, kterým byl aplikován kineziotape za účelem ověření jeho schopností ovlivnit chůzi pacientů po cévní mozkové příhodě. Kontrolní skupinu reprezentovalo 16 pacientů s diagnózou ischemická cévní mozková příhoda v subakutní fázi, kteří absolvovali běžný rehabilitační program bez aplikace kineziotapu.

K nezaujatému hodnocení vlivu KT na chůzi byl použit chodící pás se zabudovanou silovou plošinou – Zebris FDM-T (viz příloha 2). Pacientům byla odebrána anamnéza, na jejímž podkladě bylo rozhodnuto o splnění kritérií pro zařazení do výzkumu.

Samotné testování probíhalo ve třech krocích. Prvnímu měření na Zebrisu FDM-T, kterému předcházely vstupní chůzové testy TUG a 10M, byl pacient podroben ihned, jakmile to umožnil jeho zdravotní stav, a to bez aplikovaného kineziotapu. Druhé měření na chodícím pásu proběhlo ihned po nanesení KT na vybrané svalové skupiny postižené dolní končetiny. Třetí měření na Zebrisu následovalo po 3 až 5 dnech od aplikace tapu, a na závěr byly provedeny kontrolní chůzové testy TUG a 10M.

Chodící pás byl postupně rozpohybován na preferovanou rychlost pacienta. Poté byla provedena analýza chůze po dobu 1 minuty.

Před druhým měření byl pacientům aplikován facilitační tape na ventrální muskulaturu bérce technikou stáhnutí celého podkladu (viz obr. 2) a korekční KT do oblasti pánve a kyčelního kloubu technikou tension in the base (viz obr. 3). Oba tapy byly nanесeny na postiženou DK.



Obrázek 2 Facilitační KT na ventrální muskulaturu bérce paretické DK (vlastní foto)



Obrázek 3 Korekční KT v oblasti pánve a kyčelního kloubu na paretické straně (vlastní foto)

5.2.1 Chodící pás Zebris FDM-T

Chodící pás Zebris je diagnosticko-terapeutický přístroj s širokou možností využití. Na přístroji je možné nastavit libovolnou rychlost chůze (0 – 10 km/hod) a regulovat náklon pásu (maximálně 15 %). Před každým měřením je zapotřebí pás zkalibrovat. Díky zabudované silové plošině o velikosti 150 x 50 cm lze analyzovat velké množství parametrů stoje a chůze (rozložení statických a dynamických sil a tlaků chodidel na podložku). Jedná se o posouzení a vyhodnocení změny polohy COP. Naměřená data jsou ihned zpracována a výstupem měření je automaticky vygenerovaný report, kam jsou zaneseny všechny parametry chůze nebo stoje. Během měření lze využít kamerového systému, prostřednictvím kterého můžeme zpětně provést videoanalýzu pohybu (Anonymous, 2014, pp. 7).

Během vyšetření chůze byl pás postupně rozpořehován na pacientem preferovanou rychlost a následně byla provedena analýza chůze po dobu 1 minuty. V rámci analýzy chůze byly sledovány a vyhodnocovány následující parametry:

Časoprostorové charakteristiky krokového cyklu:

- *délka dvojkroku [cm]* – je vzdálenost mezi dvěma kontakty paty stejné dolní končetiny;

- *šířka kroku [cm]* – je vzdálenost mezi levým a pravým chodidlem;
- *stojná fáze [%]* – udává procentuální zastoupení doby kontaktu chodidla s pásem;
- *švihová fáze [%]* – udává procentuální zastoupení doby, kdy je DK ve švihové fázi;
- *doba dvojí opory [%]* – je součet doby iniciálního kontaktu paty jedné končetiny a předšvihové fáze kontralaterální končetiny;
- *kadence [kroky/min]* – jedná se o počet kroků za 1 minutu;
- *rychlost chůze [km/hod]* – průměrná rychlost chůze během analyzovaného intervalu;
- *laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu [mm]* – popisuje změny polohy středového bodu v laterolaterálním směru při chůzi. Číslo nula značí středovou symetrii, záporné číslo posun vlevo, kladné číslo posun vpravo (Anonymous, 2011, p. 95).

Silové parametry krokového cyklu:

- *maximální tlakové zatížení [N/cm^2]* – určuje velikost max. tlakového zatížení;
- *maximální silové působení [N]* – určuje velikost max. silové působení (Kolářová *et al.*, 2014, p. 45).

5.2.2 Klinické testy

Pro objektivizaci funkčních parametrů chůze byl vybrán Timed Up and Go test (tzv. TUG) a 10 Meter Walk Test (tzv. 10M).

Ke zhodnocení dynamické rovnováhy, rizika pádu a schopnosti chůze byl použit Timed Up and Go Test (viz příloha 3), před zahájením prvního měření na Zebrisu FMD-T a následně po skončení třetího měření na chodícím pásu. Pacient sedící na židli byl slovně vyzván (povelem: „Jděte“) k co nejrychlejší, ale pro něj stále ještě bezpečné chůzi k bodu (dráha činila 3 m), okolo něhož se otočil a vrátil se zpět k židli, na kterou se opět posadil. Test byl měřen od okamžiku odlepení pacientových zad od opěradla židle, až do chvíle, kdy se ho opět dotkla. Testování jedinci měli jeden pokus pro seznámení se s testem před zaznamenáním času. Výsledný čas byl vypočten jako aritmetický průměr tří po sobě jdoucích měřených úseků. Shummway-Cook *et al.* (2000) stanovili jako hranici oddělující

jedince s rizikem pádu a bez jeho rizika čas 13,5 s pro jeden měřený úsek (u času nad 14 s je vysoké riziko pádu) (Shumway-Cook, Woollacott, 2012, p. 641).

Pro objektivizaci rychlosti chůze byl použit 10 Meter Walk Test před prvním měřením a následně po skončení posledního třetího měření. Pacient byl vyzván, aby třikrát ušel vzdálenost deseti metrů. Nejprve běžnou rychlostí a poté co nejrychlejší. Čas byl měřen pouze od druhého po osmý metr, aby rychlost chůze nebyla ovlivněna rozcházením a zpomalováním. Následně byla ze všech tří časů vypočtena průměrná rychlost chůze pacienta (Fritz, Lusardi, 2009, p. 3).

5.3 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování naměřených dat byl použit statistický software a program Statistica verze 12. Data jsou popsána pomocí ukazatelů popisné statistiky: aritmetický průměr, směrodatná odchylka (SD), minimální (Min) a maximální hodnoty (Max).

Shapiro-Wilkovými testy normality bylo zjištěno, že většina dat má normální symetrické rozdělení četnosti hodnot, proto byl pro porovnání dvou závislých vzorků použit dvouvýběrový *t*-test. Pro stanovení statistické významnosti chůzových testů mezi skupinou pacientů s aplikovaným KT a kontrolní skupinou (KO) byl použit dvouvýběrový *t*-test pro nezávislé výběry.

Leveneovým testem byla zjištěna shoda rozptylu časoprostorových, silových a tlakových dat, proto byla pro porovnání sledovaných parametrů použita jednofaktorová Anova.

Výsledky byly přehledně shrnuty do tabulek a grafů. Počet pacientů je označen *n* a dosažená hodnota statistické signifikance je značena *p*. Všechny testy byly provedeny na hladině statistické významnosti $p = 0,05$. Rozložení dat bylo znázorněno pomocí grafů.

6 Výsledky

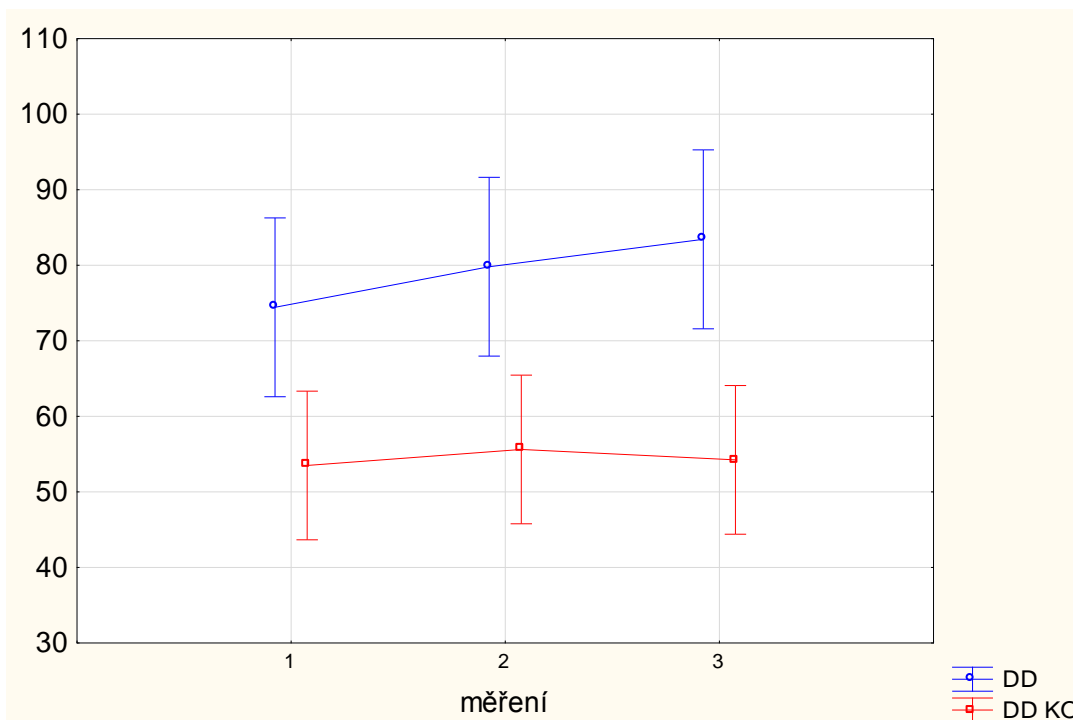
6.1 Výsledky výzkumné otázky č. 1

Výzkumná otázka zní: „Má aplikace kineziotapu (KT) vliv na časoprostorové charakteristiky krokového cyklu během chůze na pásu Zebris FDM-T u pacientů po CMP?“ Otázka byla řešena v hypotéze H_01 pro jednotlivé parametry chůze.

6.1.1 Výsledky k hypotéze H_01 – parametr délky dvojkroku

Nulovou hypotézu H_01 pro parametr délky dvojkroku můžeme **zamítnout** ($p = 0,000$) ve prospěch alternativní hypotézy H_A1 . Z grafu je patrné, že pacientům s aplikovaným kineziotapem se ve druhém a třetím měření výrazněji změnil parametr DD ve srovnání s pacienty v kontrolní skupině. Těm se ve druhém měření délka dvojkroku mírně prodloužila a ve třetím měření byly hodnoty parametru DD shodné s prvním měřením. Hodnoty popisné statistiky jednofaktorové Anovy pro parametr délky dvojkroku jsou znázorněny v grafu 1.

Graf 1 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu délky dvojkroku (cm) v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou

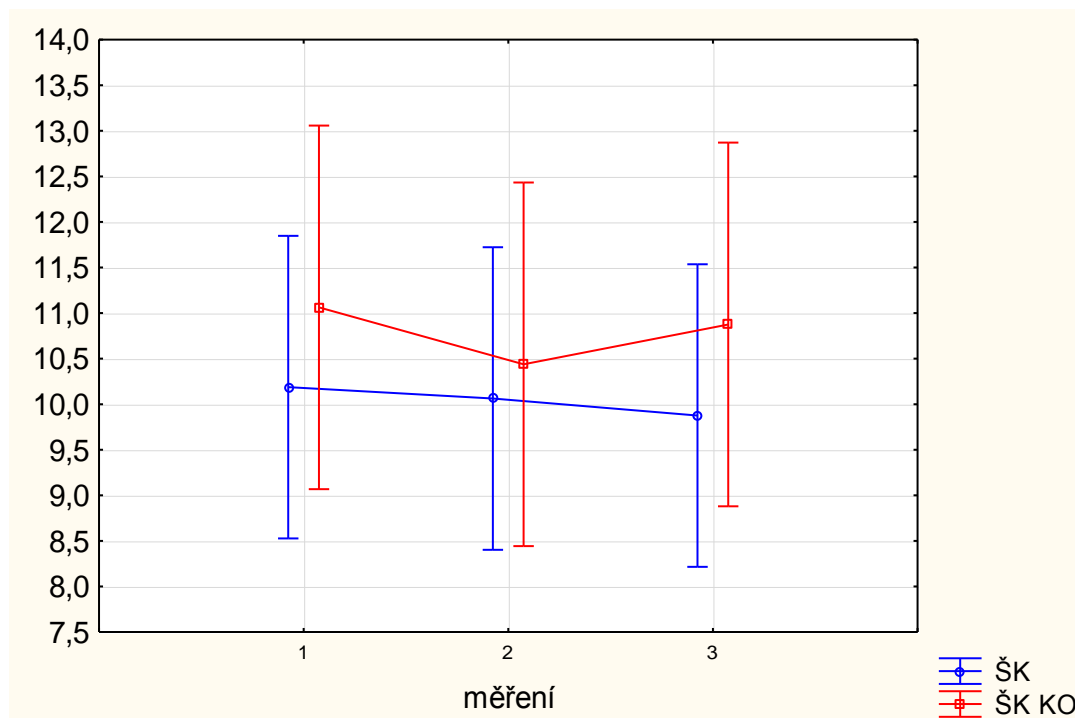


Legenda 1: DD - délka dvojkroku v cm, KO - kontrolní skupiny, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

6.1.2 Výsledky k hypotéze H_01 – parametr šířky kroku

Nulovou hypotézu H_01 pro parametr šířky kroku **nelze zamítnout** ($p = 0,311$). Ačkoliv nebyl prokázán signifikantní rozdíl u parametru ŠK mezi skupinami, z grafu je patrné, že u pacientů s aplikovaným kineziotapem došlo ve druhém měření k zúžení šířky kroku, které se dále zmenšovalo i ve třetím měření. Pacientům v kontrolní skupině se šířka kroku ve druhém měření také zúžila, ale ve třetím naopak rozšířila. Hodnoty popisné statistiky jednofaktorové Anovy pro parametr šířky kroku jsou znázorněny v grafu 2.

Graf 2 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu šířky kroku (cm) v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 2: ŠK - šířka kroku v cm, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

6.1.3 Výsledky k hypotéze H_{01} – parametr stejné fáze paretické DK

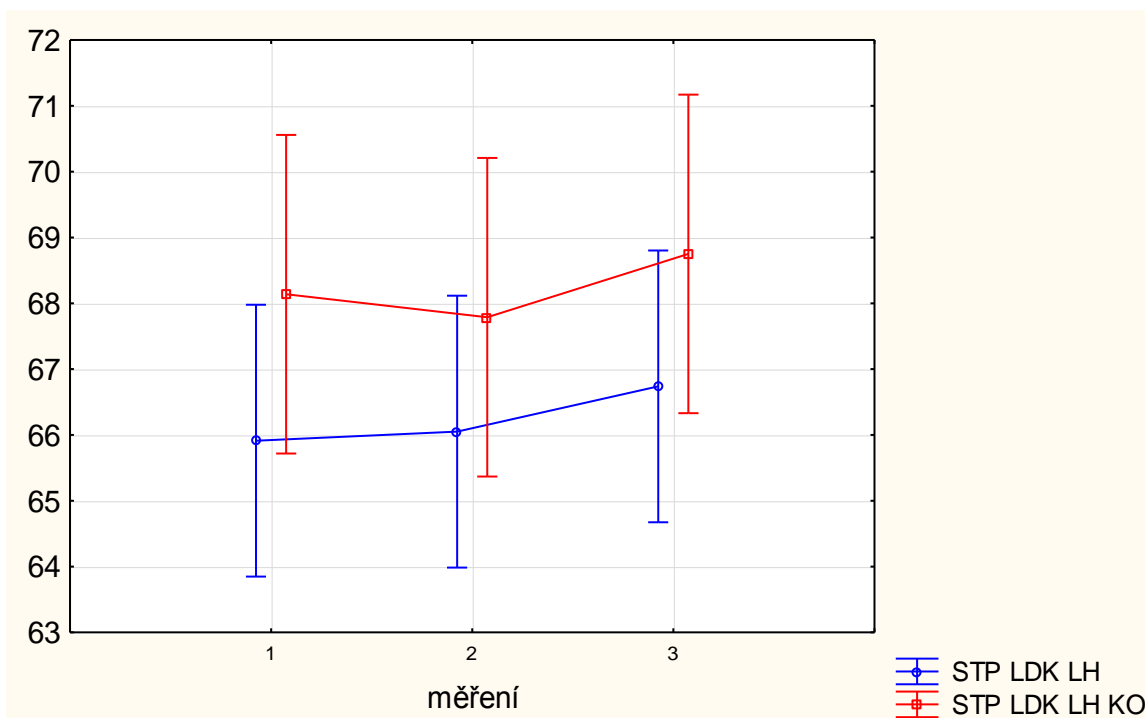
Nulovou hypotézu H_{01} pro parametr stejné fáze paretické DK můžeme **zamítnout** ($p < 0,05$) ve prospěch H_{A1} . U tohoto parametru je nutné rozlišit pacienty s levostrannými a pravostrannými projevy iktu. Dosažená hladina statistické významnosti p má hodnotu u paretické LDK 0,0258 a u paretické PDK 0,0002.

Pacienti s levostrannou hemiparézou, kterým byl aplikován kineziotape, ve druhém měření mírně prodloužili stejnou fázi na paretické LDK, ve třetím měření se toto prodloužení ještě více zdůraznilo. V kontrolní skupině se pacientům s levostrannou hemiparézou ve druhém měření stejná fáze paretické LDK zkrátila, ale ve třetím měření se naopak prodloužila.

Stejná fáze paretické PDK u pacientů s pravostrannou hemiparézou se po aplikaci tapu mírně prodloužila ve druhém měření. V třetím měření došlo ke zkrácení této fáze. V kontrolní skupině byl u pacientů s pravostrannou hemiparézou průběh opačný. Ve druhém měření se stejná fáze paretické PDK výrazně zkrátila, a naopak ve třetím měření se tato fáze prodloužila.

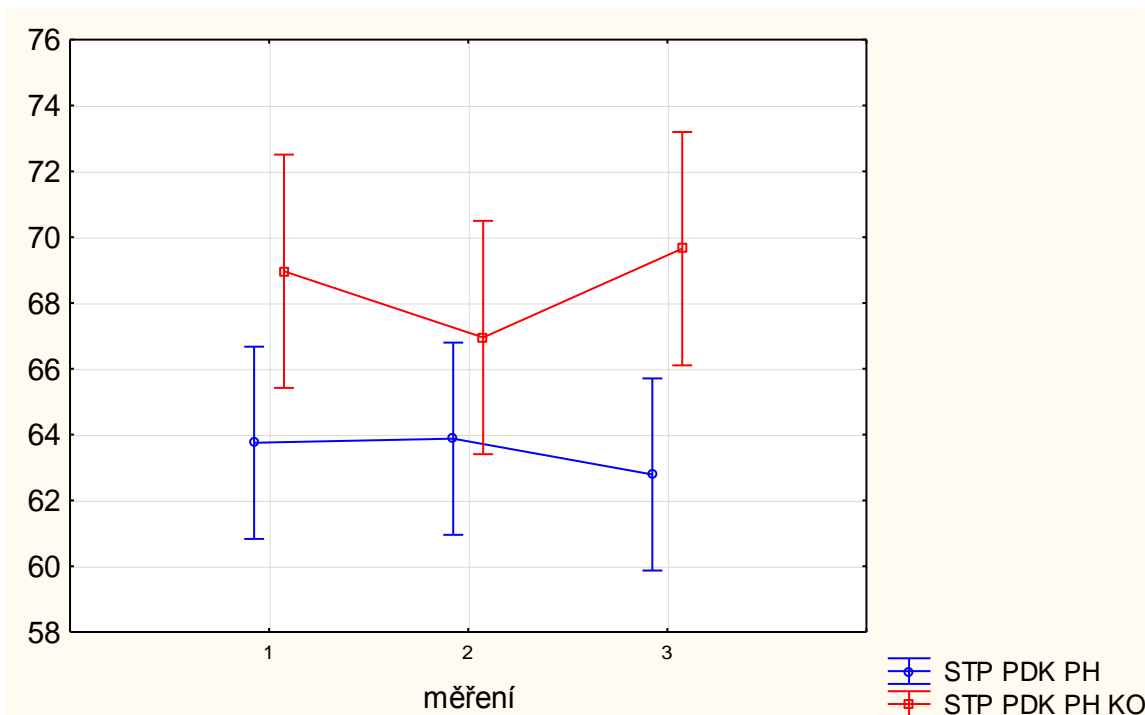
Hodnoty popisné statistiky jednofaktorové Anovy pro parametr stejné fáze paretické DK jsou znázorněny v grafu 3 a 4.

Graf 3 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu délky trvání stejné fáze (%) paretické LDK u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 3: STP - stejná fáze (%), LDK - levá dolní končetina, LH - levostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 4 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu délky trvání stojné fáze (%) paretické PDK u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 4: STP - stojná fáze (%), PDK - pravá dolní končetina, PH - pravostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

6.1.4 Výsledky k hypotéze H_{01} – parametr švihové fáze paretické DK

Nulovou hypotézu H_{01} pro parametr švihové fáze paretické DK můžeme **zamítnout** ($p < 0,05$) ve prospěch H_{A1} . U tohoto parametru je nutné rozlišit pacienty s levostrannými a pravostrannými projevy CMP. Dosažená hladina statistické významnosti p má hodnotu u paretické LDK 0,021 a u paretické PDK 0,001.

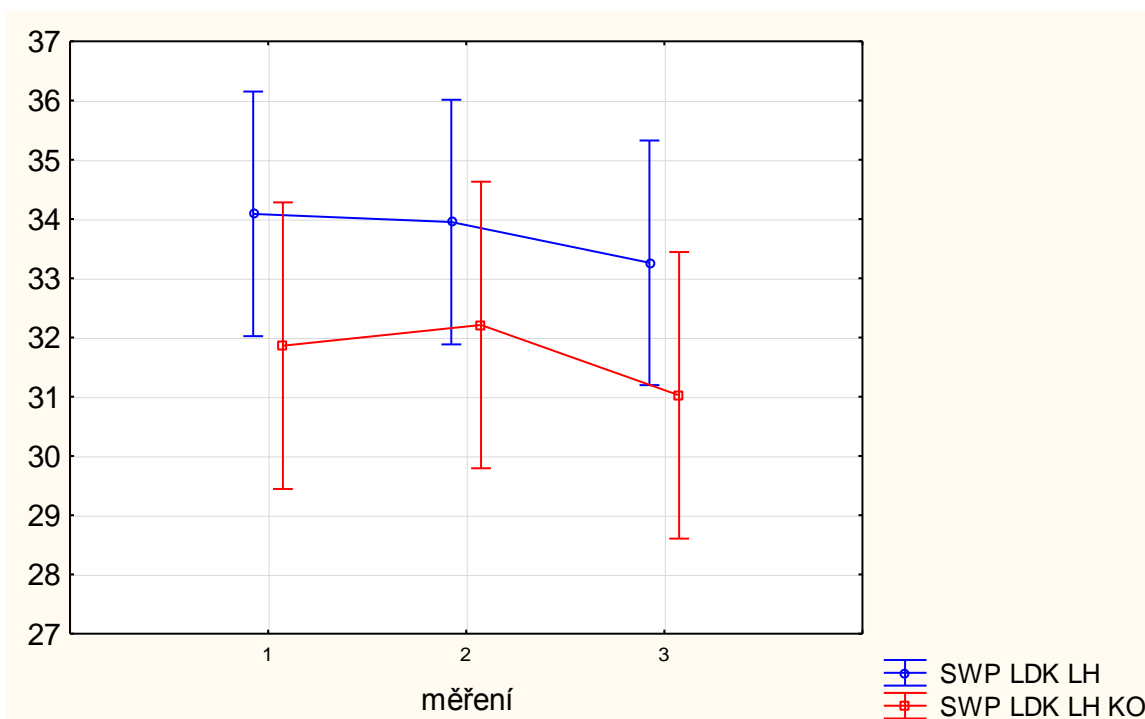
Pacientům s levostranným projevem hemiparézy, kterým byl aplikován kineziotape, se ve druhém měření mírně zkrátila švihová fáze a ve třetím měření pokračovalo zkrácení této fáze ve prospěch stojné fáze paretické LDK. V kontrolní skupině s levostrannou hemiparézou došlo ve druhém měření k prodloužení švihové fáze na úkor zkrácení stojné fáze paretické LDK, ale ve třetím měření se švihová fáze paretické končetiny zkrátila.

Švihová fáze paretické PDK u pacientů s pravostrannou hemiparézou a aplikovaným KT se konstantně prodlužovala ve druhém i třetím měření na úkor stojné fáze paretické končetiny. V kontrolní skupině s pravostrannou hemiparézou se ve druhém měření švihová fáze paretické PDK prodloužila v neprospěch stojné fáze této končetiny. Naopak ve třetím

měření se švihová fáze paretické PDK zkrátila, a došlo tak k prodloužení stejné fáze na této končetině.

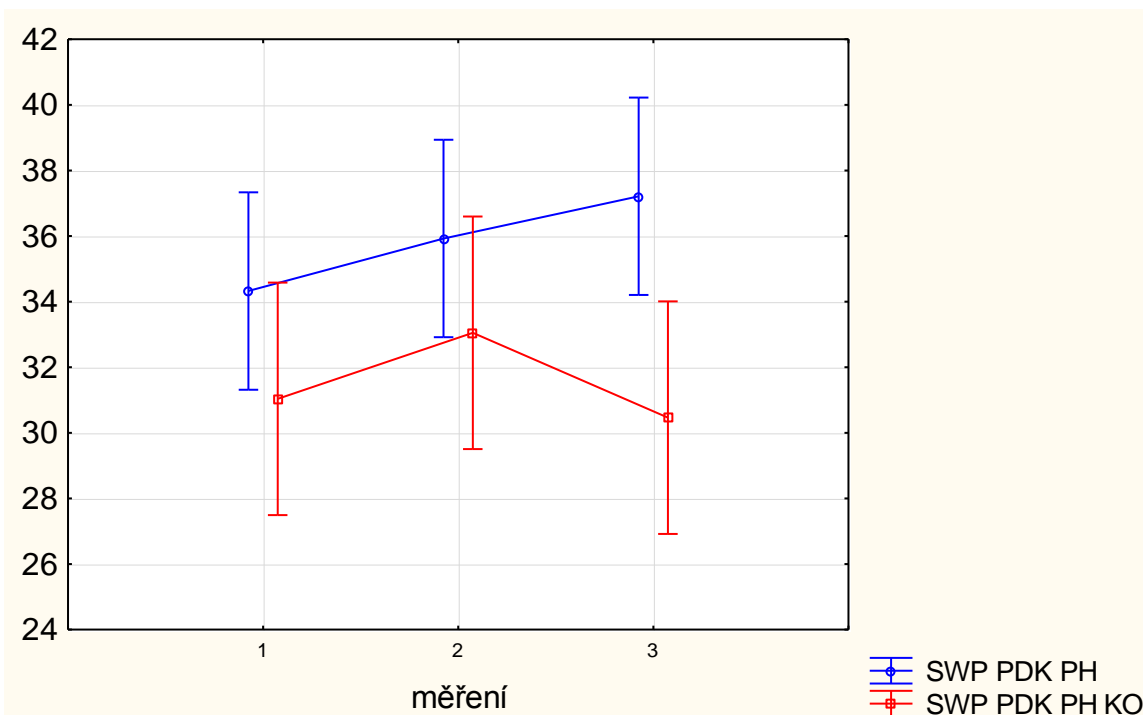
Hodnoty popisné statistiky jednofaktorové Anovy pro parametr švihové fáze paretické DK jsou znázorněny v grafu 5 a 6.

Graf 5 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu délky trvání švihové fáze (%) paretické LDK u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 5: SWP - švihová fáze (%), LDK - levá dolní končetina, LH - levostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 6 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu délky trvání švihové fáze (%) paretické PDK u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou

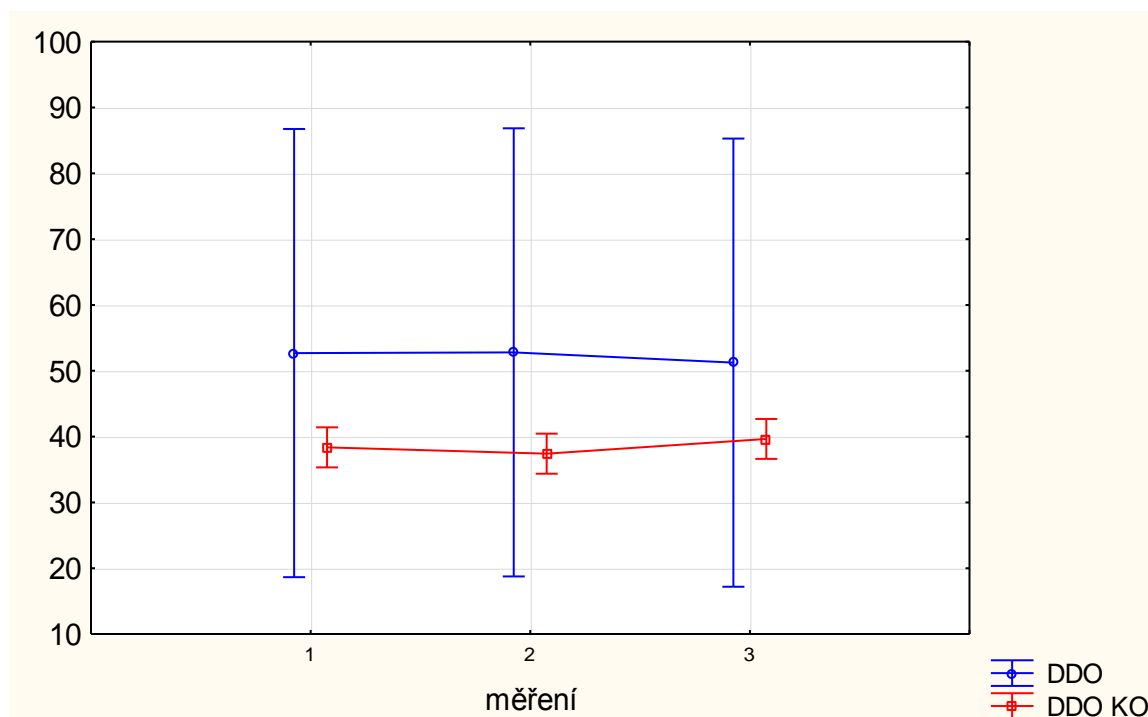


Legenda 6: SWP - švihová fáze (%), PDK - pravá dolní končetina, PH - pravostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

6.1.5 Výsledky k hypotéze H_01 – parametr doby dvojí opory

Nulovou hypotézu H_01 pro parametr doby dvojí opory **nelze zamítnout** ($p = 158$). Přestože se parametr DDO mezi skupinami statisticky významně neliší, z grafu je patrné, že u testované skupiny s kineziotapem došlo ve třetím měření k mírnému snížení tohoto sledovaného parametru. V kontrolní skupině se parametr DDO snížil ve druhém měření. Během třetího měření se parametr DDO v KO zvýšil, a to dokonce tak, že převyšoval hodnoty z prvního měření. Hodnoty popisné statistiky jednofaktorové Anovy pro parametr doby dvojí opory jsou znázorněny v grafu 7.

Graf 7 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu doby dvojí opory (%) v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou

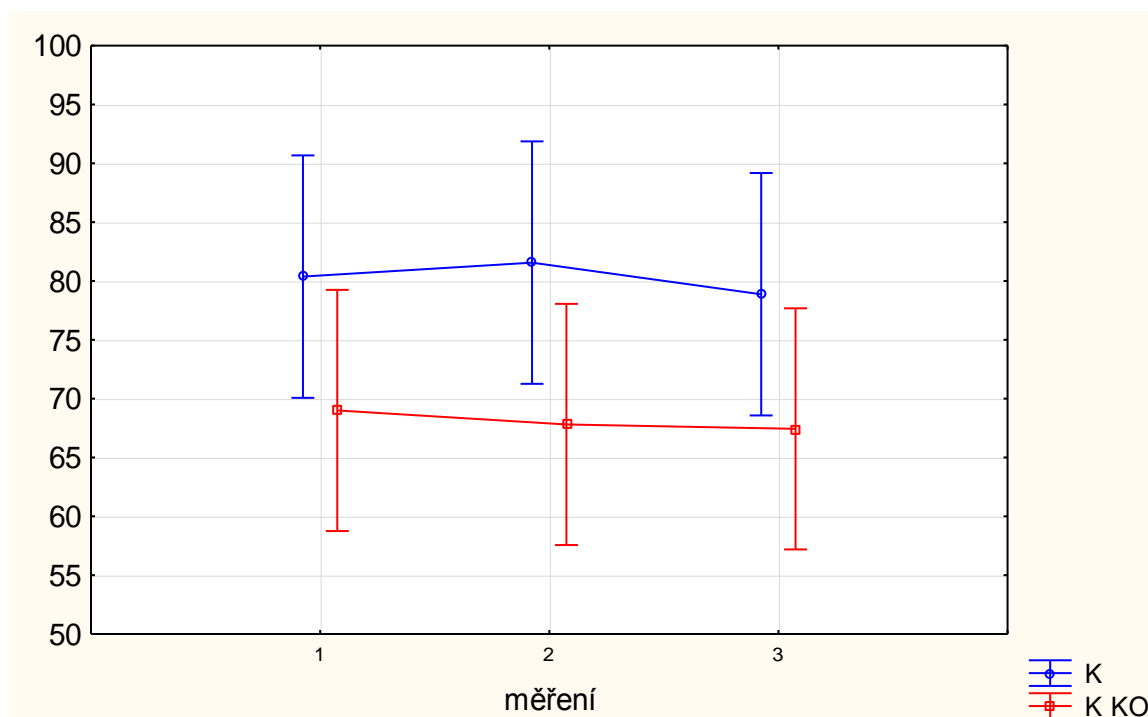


Legenda 7: DDO - doba dvojí opory v %, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

6.1.6 Výsledky k hypotéze H_01 – parametr kadence

Nulovou hypotézu H_01 pro parametr kadence můžeme **zamítnout** ($p = 0,003$) ve prospěch alternativní hypotézy H_{A1} . Z grafu je patrné, že u kontrolní skupiny se mírně snížil počet kroků za minutu jak ve druhém, tak i ve třetím měření. V testované skupině se po aplikaci kineziotapu lehce zvýšil počet kroků za minutu, avšak během třetího měření došlo ke značnému snížení. Hodnoty popisné statistiky jednofaktorové Anovy pro parametr kadence jsou znázorněny v grafu 8.

Graf 8 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu kadence (kroky/min) v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou

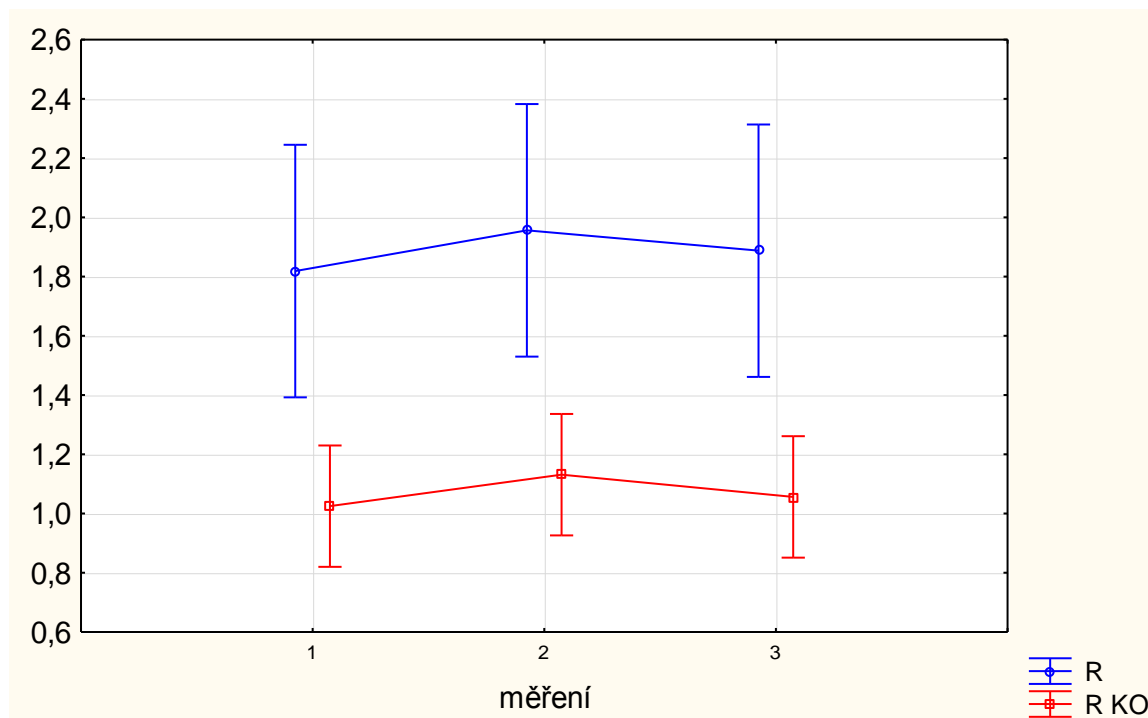


Legenda 8: K - kadence v krocích/minutu, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

6.1.7 Výsledky k hypotéze H_01 – parametr rychlosti chůze

Nulovou hypotézu H_01 pro parametr rychlosti chůze můžeme **zamítnout** ($p = 0,000$) ve prospěch alternativní hypotézy H_{A1} . Z grafu je patrné, že u obou skupin se rychlost chůze ve druhém měření zvýšila a ve třetím snížila, avšak v porovnání s prvními měřeními byly rychlosti ve třetím měření vyšší. Pacienti v experimentální skupině dosahovali vyšší rychlosti chůze než pacienti v kontrolní skupině. Hodnoty popisné statistiky jednofaktorové Anovy pro parametr rychlosti chůze jsou znázorněny v grafu 9.

Graf 9 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu rychlosti chůze (km/hod) v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 9: R - rychlost chůze v km/hod, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

6.1.8 Výsledky k hypotéze H_01 – parametr laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu

Nulovou hypotézu H_01 pro parametr laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu **nelze zamítnout** ($p > 0,05$). U této hypotézy je nutné rozlišit pacienty s levostrannými a pravostrannými projevy CMP. Dosažená hladina statistické významnosti p má hodnotu u pacientů s levostrannými projevy iktu 0,233, u pacientů s pravostrannými projevy iktu 0,478.

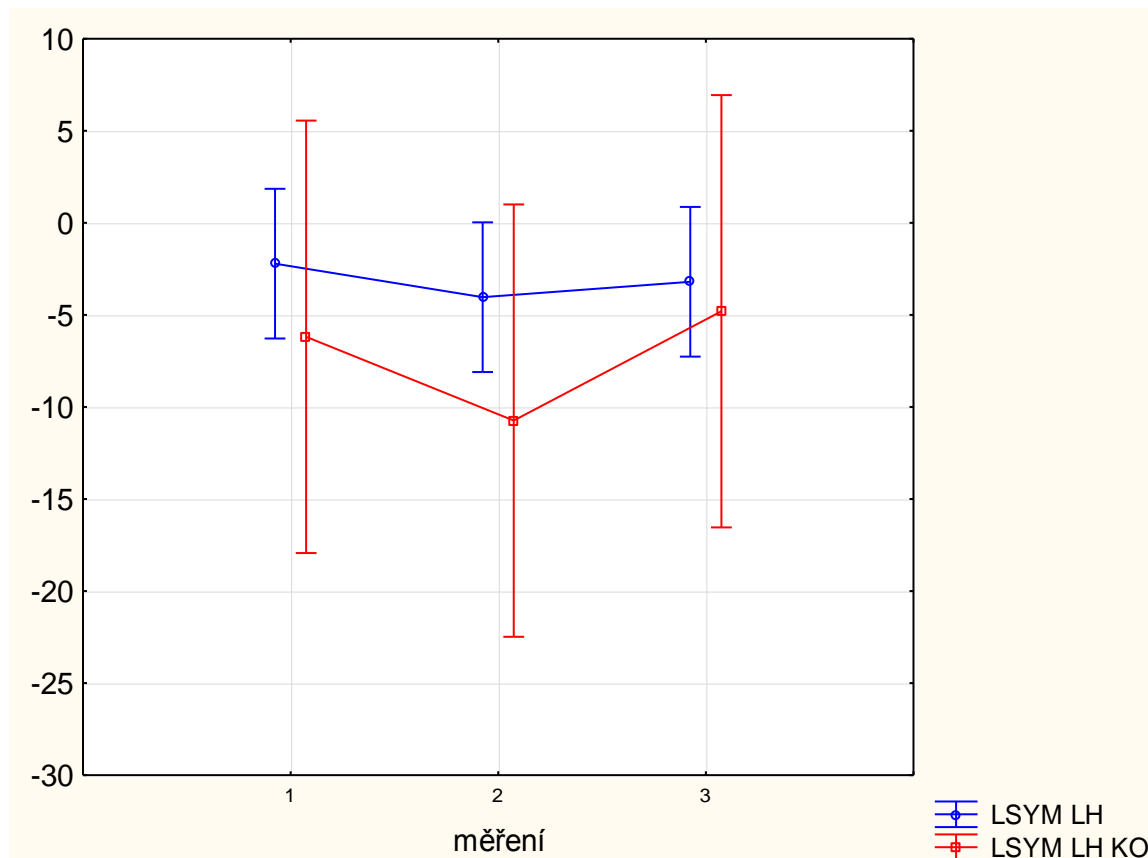
U pacientů s levostrannou hemiparézou se po aplikaci KT středový bod Butterfly Diagramu vychýlil více doleva od středové symetrie a ve třetím měření se toto vychýlení snížilo. V kontrolní skupině pacientů s levostrannými projevy iktu se středový bod ve druhém měření rovněž více vychýlil doleva, naopak ve třetím měření se Butterfly Diagramu přiblížil více středu.

Pacientům s pravostrannou hemiparézou v experimentální skupině se po aplikaci tapu středový bod Butterfly Diagramu posunul blíže ke středové symetrii a ve třetím měření se středový bod nepatrně oddálil od středu. U pacientů v kontrolní skupině s pravostrannou

hemiparézou se Butterfly Diagram v druhém měření více vychýlil doprava od středu, a naopak ve třetím měření se tento středový bod posunul více k symetrii.

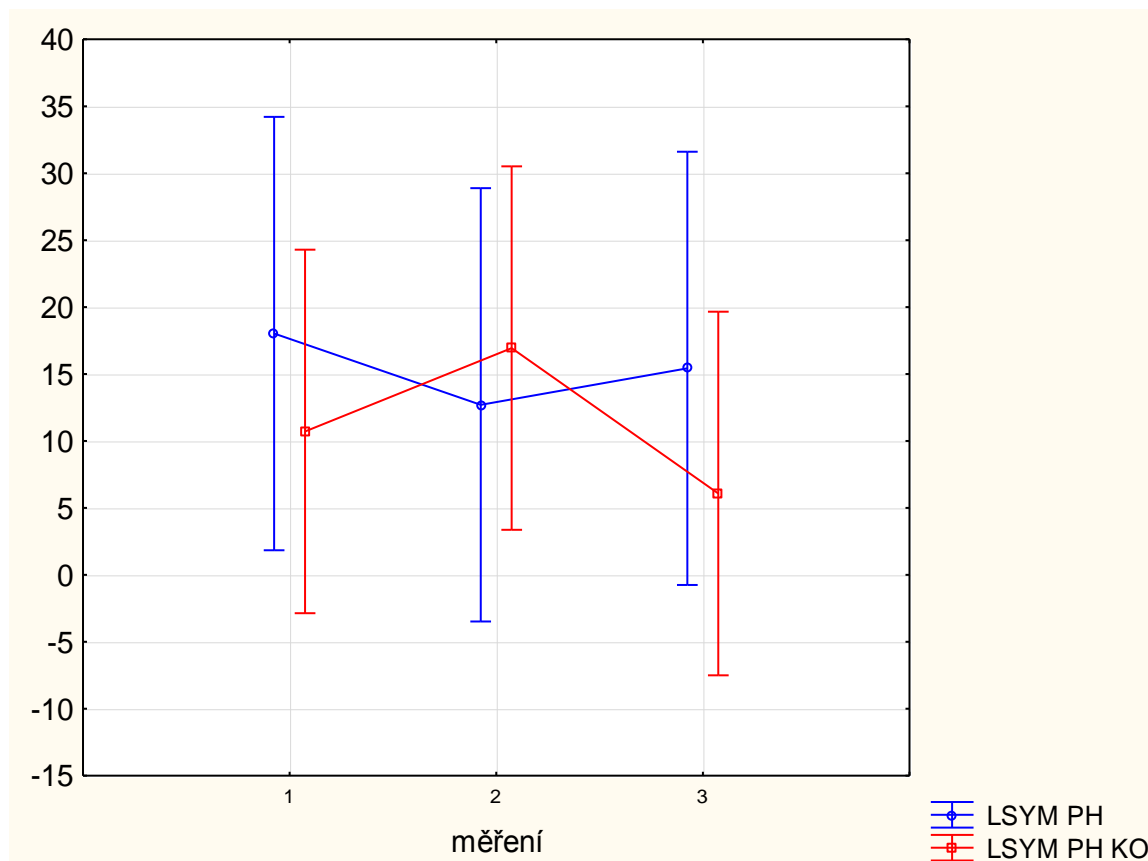
Hodnoty popisné statistiky jednofaktorové Anovy pro parametr laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu jsou znázorněny v grafu 10 a 11.

Graf 10 Graf jednofaktorové Anovy rozdílů laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu (mm) u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 10: LSYM - laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu v mm, LH - levostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 11 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu (mm) u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 11: LSYM - laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu v mm, PH - pravostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

6.2 Výsledky výzkumné otázky č. 2

Výzkumná otázka zní: „Má aplikace kineziotapu (KT) vliv na maximální silové působení a tlakové zatížení jednotlivých částí nohy během chůze na pásu Zebris FDM-T u pacientů po CMP?“ Otázka byla řešena v hypotézách H₀₂ a H₀₃.

6.2.1 Výsledky k hypotéze H₀₂

U této hypotézy je nutné rozlišit pacienty s levostrannými a pravostrannými projevy iktu. Nulovou hypotézu **H₀₂** ve znění: „Není rozdíl v maximálním silovém působení při chůzi s KT a bez aplikace KT“ můžeme **zamítnout** pro parametry **maximálního silového působení předonoží** ($p = 0,028$) a **maximálního silového působení paty** ($p = 0,013$) u pacientů

s pravostrannými projevy CMP ve prospěch alternativní hypotézy H_{A2} . V ostatních parametrech se pacienti s aplikovaným KT a pacienti v KO statisticky významně neliší.

Pacientům s pravostrannou hemiparézou a aplikovaným kineziotapem se zredukoval rozdíl maximálního silového působení mezi DKK v segmentu předonoží ve druhém měření, v segmentu paty ve třetím měření a v segmentu středonoží ve druhém a třetím měření. U kontrolní skupiny s pravostrannou hemiparézou se rozdíl maximálního silového působení mezi zdravou DK a paretickou DK snížil ve třetím měření v segmentu předonoží a ve druhém měření v segmentu paty.

U pacientů s levostrannou hemiparézou, kterým byl aplikován KT, došlo ve třetím měření ke snížení rozdílu maximálního silového působení středonoží mezi zdravou DK a paretickou DK. V kontrolní skupině s levostrannými projevy iktu se rozdíl maximálního silového působení mezi DKK zmenšil v segmentu předonoží ve druhém měření a paty ve druhém a třetím měření.

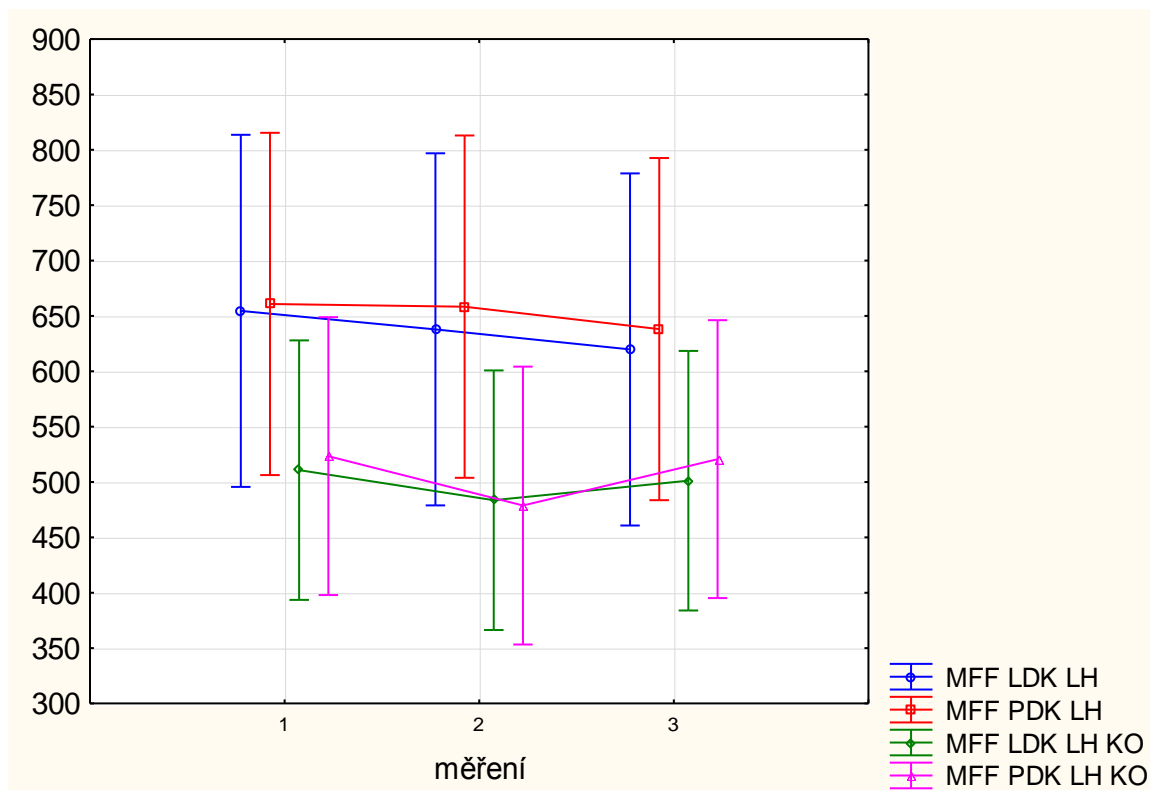
Hodnoty popisné statistiky jednofaktorové Anovy jsou znázorněny v grafu 12 až 17 a dosažená hladina statistické významnosti v jednotlivých segmentech akra v tabulce 1.

Tabulka 1 Hladina statistické významnosti v jednotlivých segmentech akra pro H_{02} mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou

	<i>p</i>	
	Testovaná skupina s aplikovaným KT (n = 16)	Kontrolní skupina (n = 16)
MFF LH	0,803	0,846
MFF PH	0,028	0,317
MFM LH	0,478	0,898
MFM PH	0,319	0,602
MFH LH	0,899	0,087
MFH PH	0,013	0,088

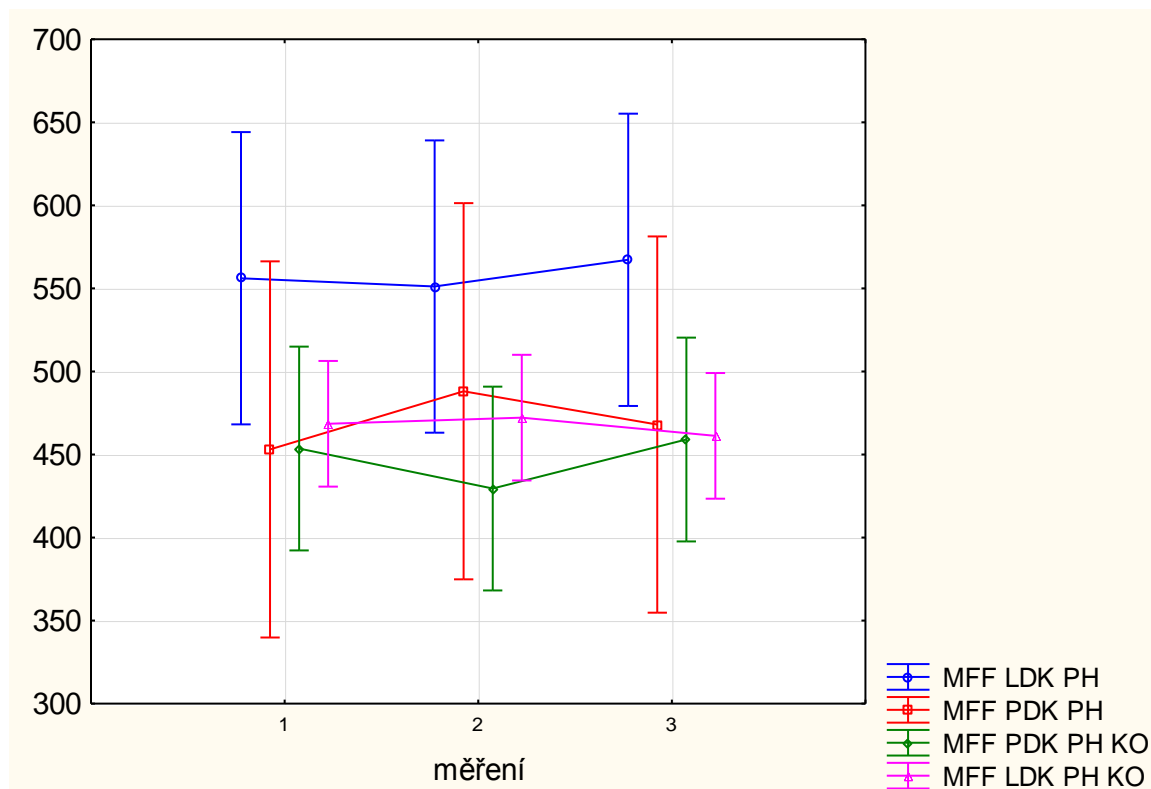
Legenda 1: p - hladina statistické významnosti, n - počet pacientů, KT - kineziotape, MFF - maximální silové působení předonoží, MFM - maximální silové působení středonoží, MFH - maximální silové působení paty, LH - levostranná hemiparéza, PH - pravostranná hemiparéza

Graf 12 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) předonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



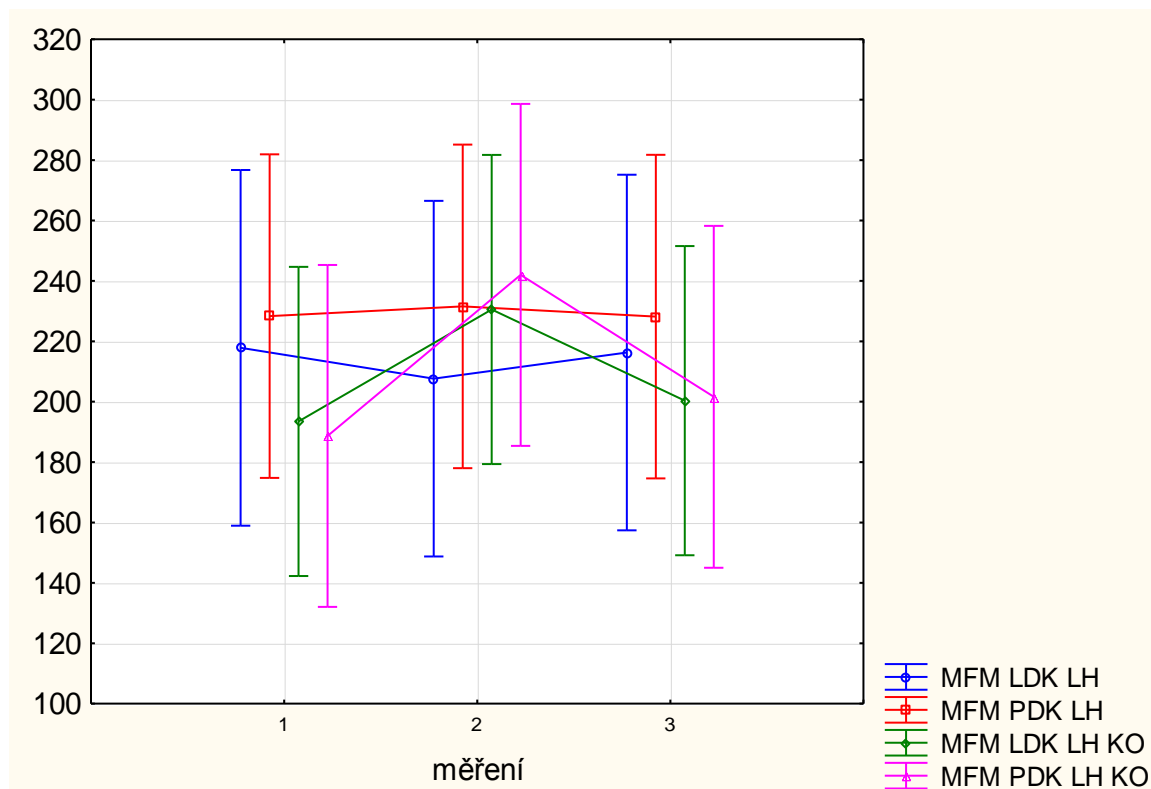
Legenda 12: MFF - maximální silové působení předonoží, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, LH - levostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 13 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) předonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



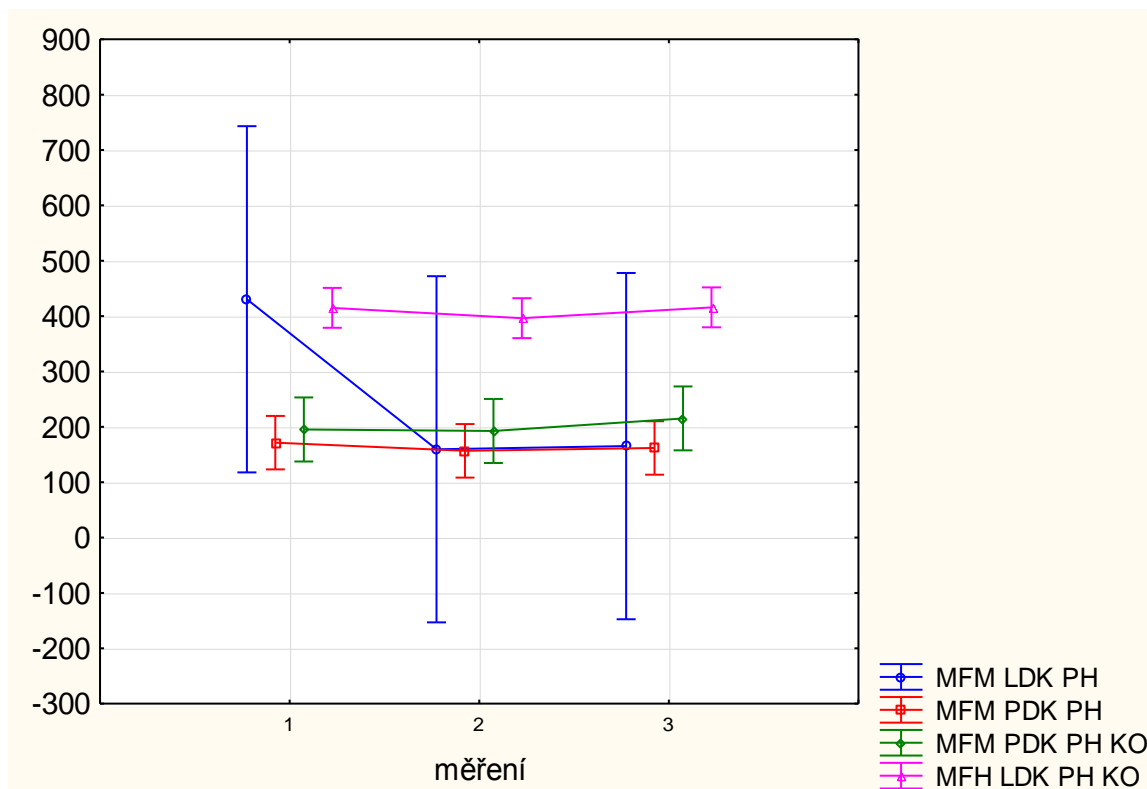
Legenda 13: MFF - maximální silové působení předonoží, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, PH - pravostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 14 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) středonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



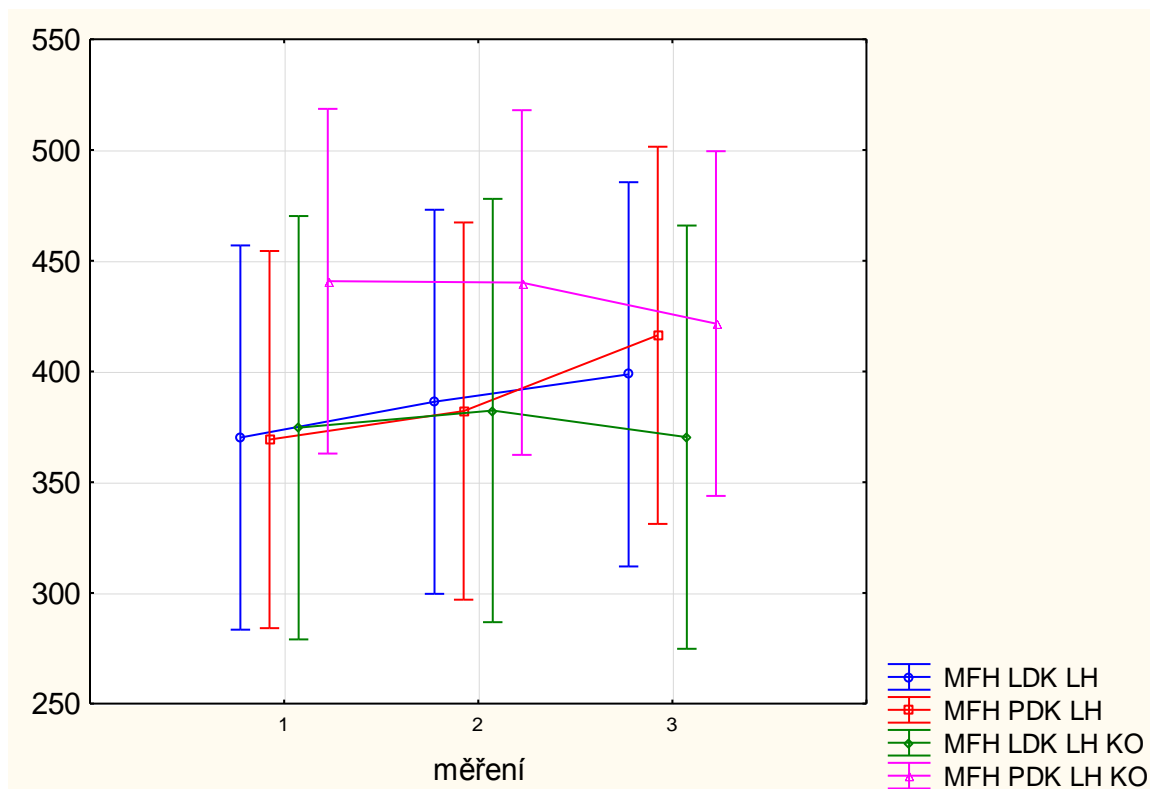
Legenda 14: MFM - maximální silové působení středonoží, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, LH - levostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 15 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) středonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



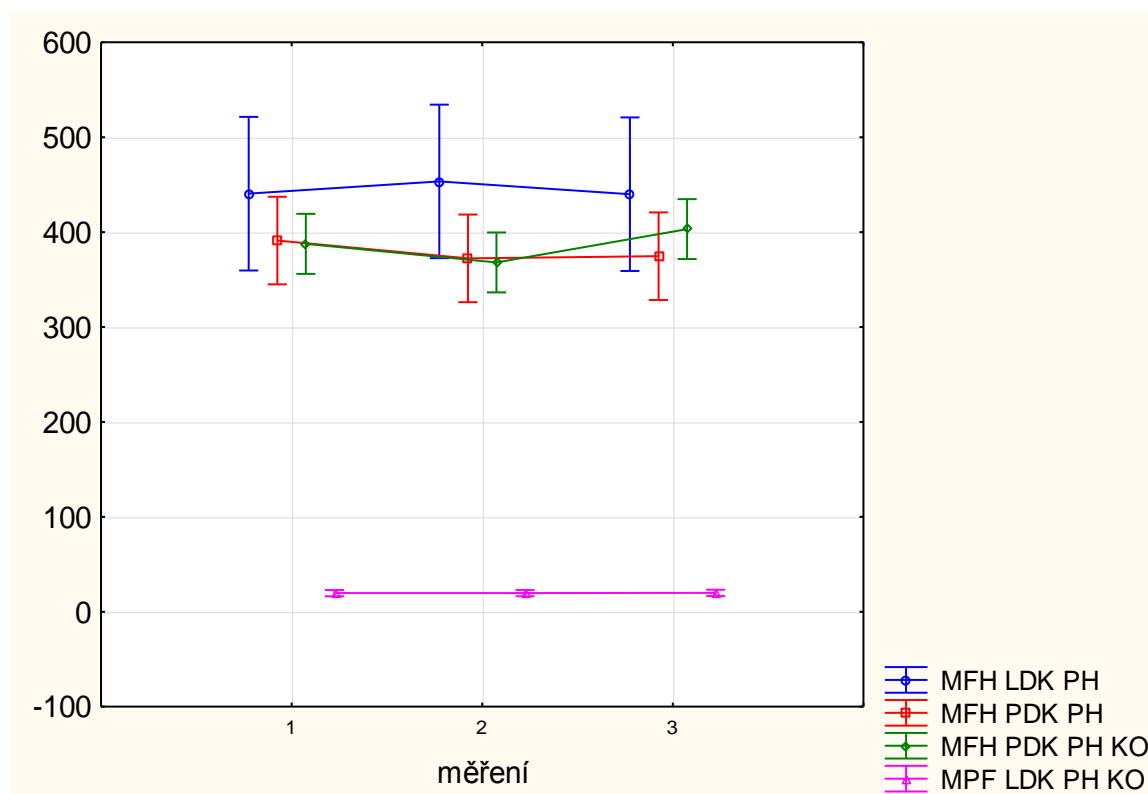
Legenda 15: MFM - maximální silové působení středonoží, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, PH - pravostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 16 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) paty při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 16: MFH - maximální silové působení paty, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, LH - levostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 17 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) paty při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 17: MFH - maximální silové působení paty, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, PH - pravostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

6.2.2 Výsledky k hypotéze H_03

U této hypotézy je nutné rozlišit pacienty s levostrannými a pravostrannými projevy CMP. Hypotézu H_03 ve znění: „Není rozdíl v maximálním tlakovém zatížení při chůzi s KT a bez aplikace KT“ **nelze zamítnout** ($p > 0,05$).

Ačkoliv nebyl prokázán statisticky významný rozdíl sledovaných tlakových parametrů, z grafů je patrné, že u pacientů v testované skupině s levostrannou hemiparézou došlo ve třetím měření ke snížení rozdílu maximálního tlakového zatížení středonoží mezi PDK a LDK. V kontrolní skupině s levostrannými projevy iktu se rozdíl maximálního tlakového zatížení mezi DKK zmenšil v segmentu předonoží a paty ve druhém měření a v segmentu středonoží ve druhém a třetím měření.

Pacientům s pravostrannou hemiparézou a aplikovaným kineziotapem se snížil rozdíl maximálního tlakového zatížení mezi zdravou DK a paretickou DK v segmentu předonoží ve druhém měření, v segmentu středonoží ve druhém a třetím měření. U kontrolní skupiny

s pravostrannou hemiparézou se rozdíl maximálního tlakového zatížení mezi DKK snížil ve třetím měření ve všech třech segmentech.

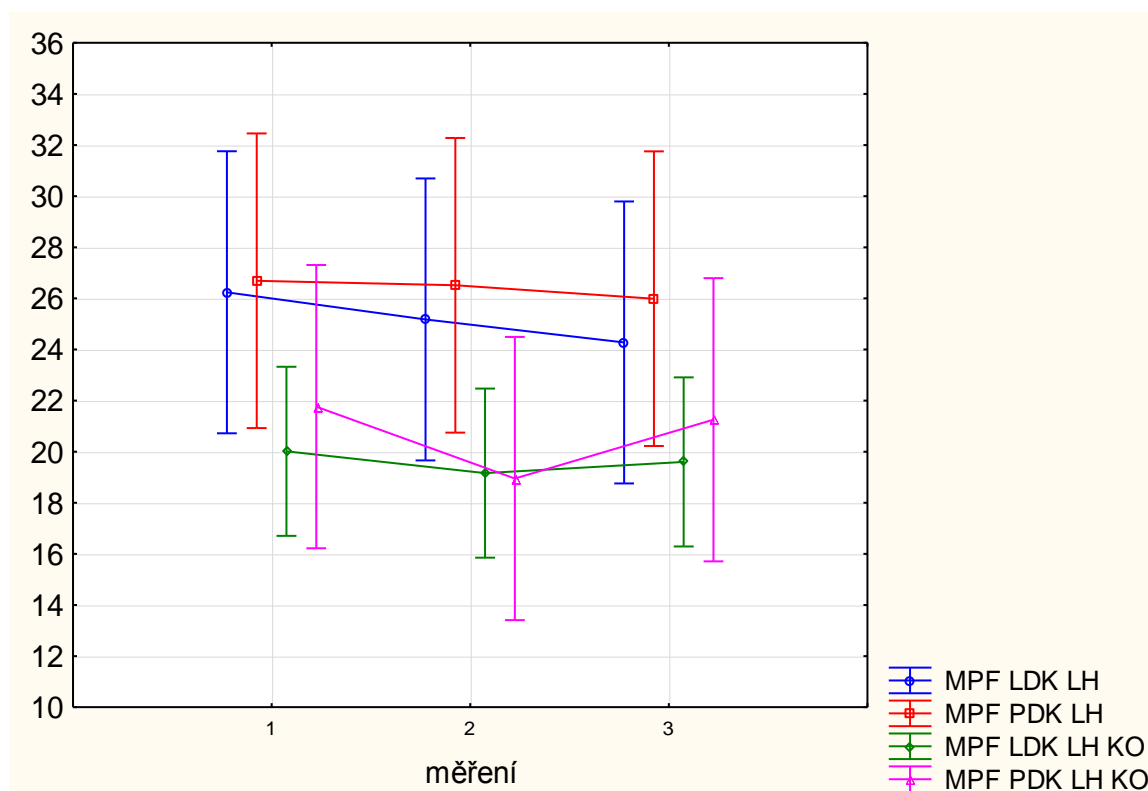
Hodnoty popisné statistiky jednofaktorové Anovy jsou znázorněny v grafu 18 až 23 a dosažená hladina statistické významnosti v jednotlivých segmentech akra v tabulce 2.

Tabulka 2: Hladina statistické významnosti v jednotlivých segmentech akra pro H_03 mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou

	<i>p</i>	
	Testovaná skupina s aplikovaným KT (n = 16)	Kontrolní skupina (n = 16)
MPF LH	0,592	0,548
MPF PH	0,745	0,338
MPM LH	0,420	0,717
MPM PH	0,251	0,234
MPH LH	0,838	0,0506
MPH PH	0,071	0,172

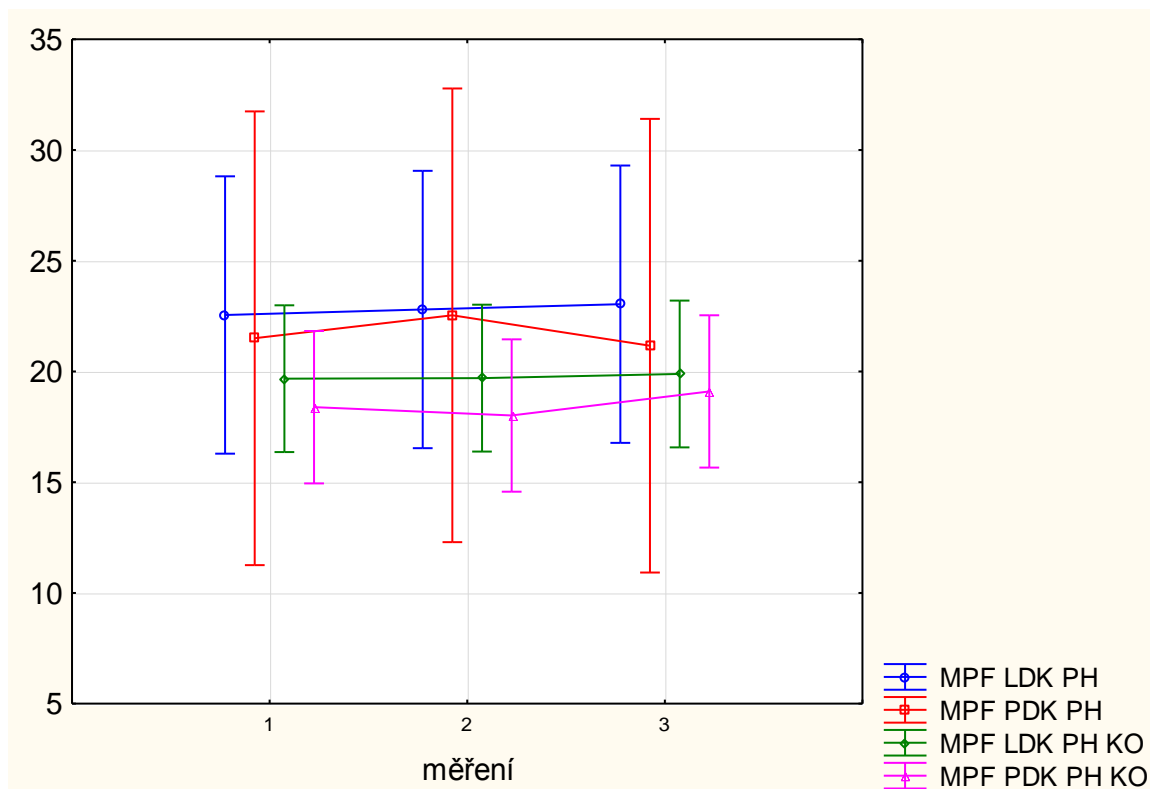
Legenda 2: p - hladina statistické významnosti, n - počet pacientů, KT - kineziotape, MPF - maximální tlakové zatížení předonoží, MPM - maximální tlakové zatížení středonoží, MPH - maximální tlakové zatížení paty, LH - levostranná hemiparéza, PH - pravostranná hemiparéza

Graf 18 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm^2) předonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



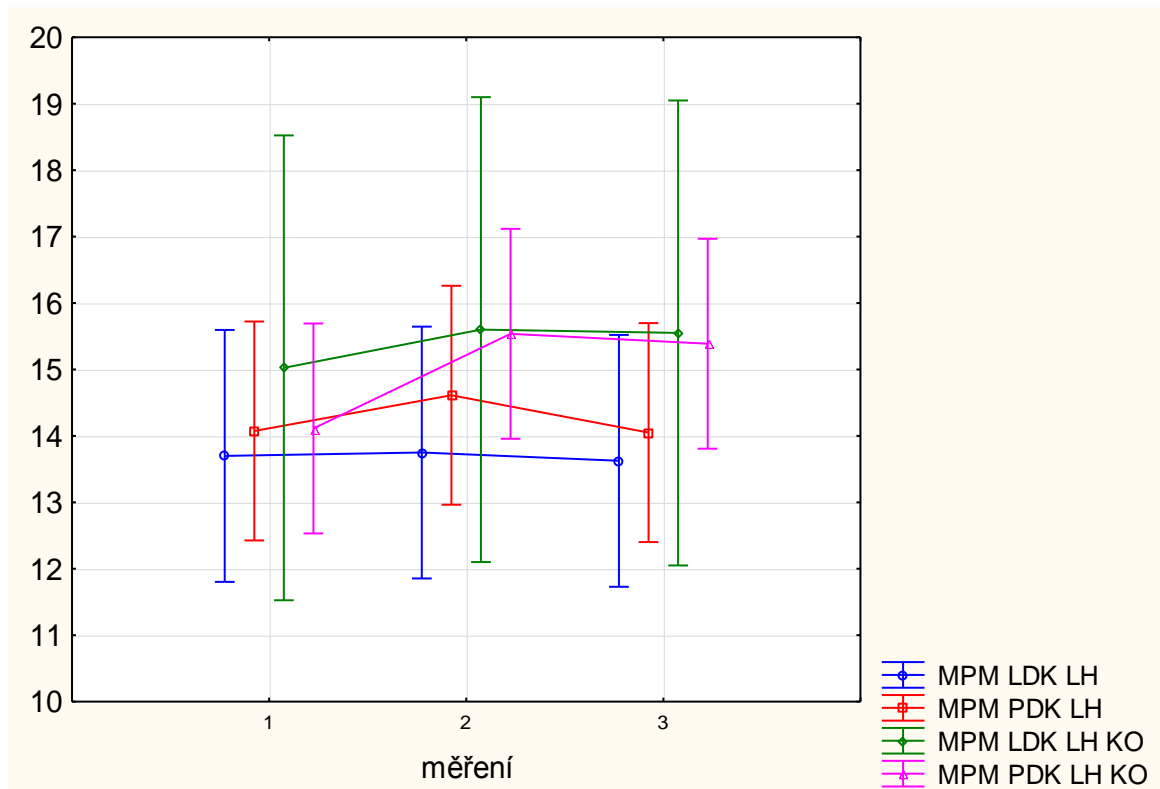
Legenda 18: MPF - maximální tlakové zatížení předonoží, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, LH - levostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 19 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm^2) předonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



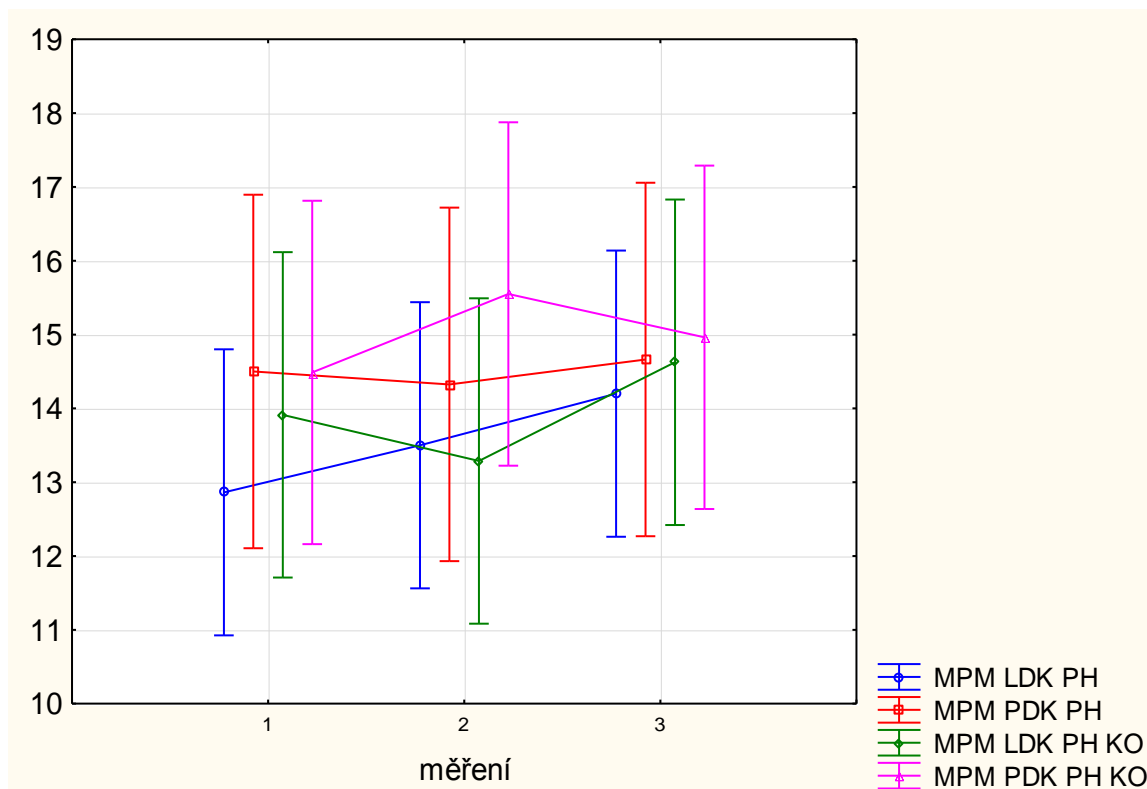
Legenda 19: MPF - maximální tlakové zatížení předonoží, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, PH - pravostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 20 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm^2) středonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



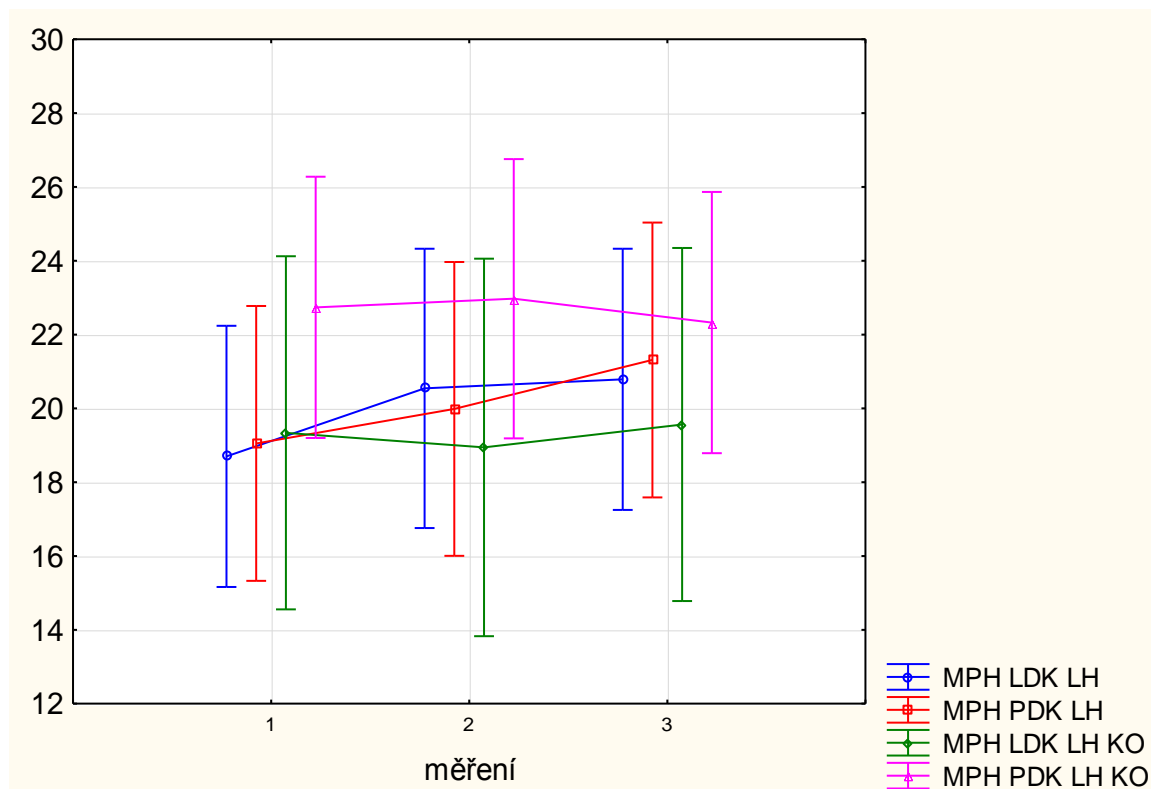
Legenda 20: MPM - maximální tlakové zatížení středonoží, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, LH - levostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 21 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm^2) středonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



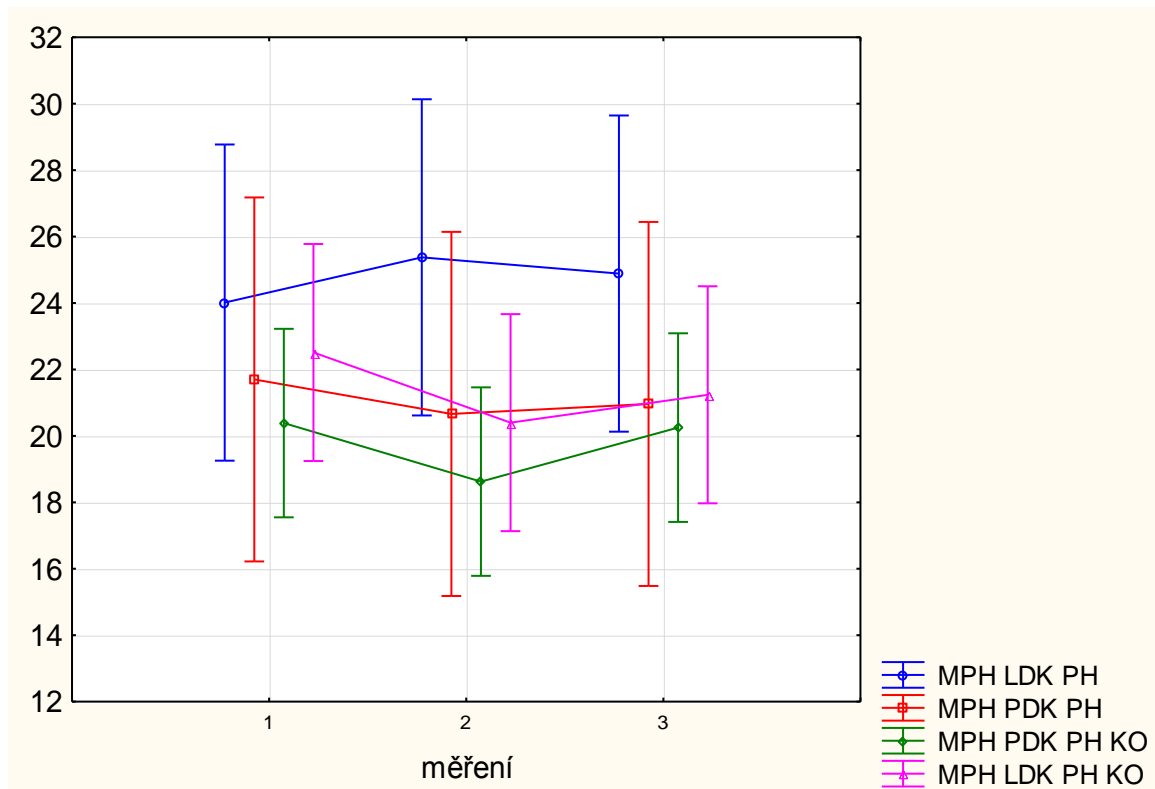
Legenda 21: MPM - maximální tlakové zatížení středonoží, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, PH - pravostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 22 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm^2) paty při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 22: MPH - maximální tlakové zatížení paty, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, LH - levostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

Graf 23 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm^2) paty při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou



Legenda 23: MPH - maximální tlakové zatížení paty, LDK - levá dolní končetina, PDK - pravá dolní končetina, PH - pravostranná hemiparéza, KO - kontrolní skupina, 1 - první měření, 2 - druhé měření, 3 - třetí měření, vertikální sloupce označují 95 % interval spolehlivosti

6.3 Výsledky výzkumné otázky č. 3

Výzkumná otázka zní: „Má aplikace kineziotapu (KT) vliv na funkční parametry chůze porovnáním testu Timed Up and Go (TUG) a 10 Meter Walk Test (10M) u pacientů po CMP?“ Otázka byla řešena v hypotézách H₀₄ a H₀₅.

6.3.1 Výsledky k hypotéze H₀₄

Hypotézu H₀₄ ve znění: „Není rozdíl ve výsledku testu Timed Up and Go při chůzi s KT a bez aplikace KT“ **nelze zamítnout** ($p > 0,05$). Porovnání výsledků časů mezi vstupním a kontrolním měřením uvnitř testované skupiny s tapem a uvnitř kontrolní skupiny je statisticky významné ($p < 0,05$). Ve výsledcích časů TUG testu se experimentální skupina a kontrolní skupina statisticky významně neliší.

Hodnoty popisné statistiky a dosažená hladina statistické významnosti párového t -testu uvnitř skupin jsou znázorněny v tabulce 3 a 4 a dvouvýběrovým t -testem pro rozdíl mezi skupinami v tabulce 5.

Tabulka 3 Zpracování výsledků chůzového testu TUG: porovnání času uvnitř testované skupiny s aplikovaným tapem mezi vstupním měření a kontrolním měření

	Průměr	Sm.odch	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílů	t	sv	p
TUG (vstupní měření) (s)	9,4812	3,6679						
TUG (kontrolní měření) (s)	8,7916	3,5034	16	0,6895	0,9283	2,9711	15	0,0095

Legenda 3: TUG - chůzový test Time Up and Go, s - sekundy, Sm. odch - směrodatná odchylka, N - počet testovaných v souboru, t - hodnota testového kritéria, sv - počet stupňů volnosti, p - dosažená hladina statistické významnosti

Tabulka 4 Zpracování výsledků chůzového testu TUG: porovnání času uvnitř kontrolní skupiny mezi vstupním měřením a kontrolním měřením

	Průměr	Sm.odch	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílů	t	sv	p
TUG (vstupní měření) (s) KO	11,2829	4,2995						
TUG (kontrolní měření) (s) KO	10,7562	3,9507	16	0,5266	0,6131	3,4357	15	0,0036

Legenda 4: TUG - chůzový test Time Up and Go, KO - kontrolní skupina, s - sekundy, Sm. odch - směrodatná odchylka, N - počet testovaných v souboru, t - hodnota testového kritéria, sv - počet stupňů volnosti, p - dosažená hladina statistické významnosti

Tabulka 5 Statistické zpracování výsledků pro hypotézu H₀₄ (rozdíl ve výsledku testu Timed Up and Go při chůzi s KT a bez aplikace KT)

Testovaná skupina s kineziotapem vs. kontrolní skupina	Průměr TS	Průměr KO	p	N TS	N KO	Sm. odch. TS	Sm. odch. KO
TUG (vstupní měření) (s) TS vs. TUG (vstupní měření) (s) KO	9,4812	11,2829	0,2120	16	16	3,6679	4,2995
TUG (kontrolní měření) (s) TS vs. TUG (kontrolní měření) (s) KO	8,7916	10,7562	0,1471	16	16	3,5034	3,9507

Legenda 5: TUG - chůzový test Time Up and Go, s - sekundy, TS - testovaná skupina s kineziotapem, KO - kontrolní skupina, p - dosažená hladina statistické, N - počet testovaných v souboru významnosti, Sm. odch - směrodatná odchylka

6.3.2 Výsledky k hypotéze H₀₅

Hypotézu **H₀₅** ve znění: „Není rozdíl ve výsledku testu 10 Meter Walk Test při chůzi s KT a bez aplikace KT“ **nelze zamítnout** ($p > 0,05$). Výsledky časů jsou statisticky významné ($p < 0,05$) mezi vstupním a kontrolním měřením uvnitř testované skupiny s tapem. Při vyhodnocení statistické významnosti mezi vstupním a kontrolním měřením uvnitř kontrolní skupiny a mezi testovanou skupinou a kontrolní skupinou nejsou výsledky časů statisticky významné.

Hodnoty popisné statistiky a dosažená hladina statistické významnosti párového *t*-testu uvnitř skupin jsou znázorněny v tabulce 6 a 7 a dvouvýběrovým *t*-testem pro rozdíl mezi skupinami v tabulce 8.

Tabulka 6 Zpracování výsledků chůzového testu 10M: porovnání času uvnitř testované skupiny s aplikovaným tapem mezi vstupním měřením a kontrolním měřením

	Průměr	Sm.odch	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p
10M (vstupní měření) (s)	4,9145	1,9992						
10M (kontrolní měření) (s)	4,4291	1,5878	16	0,4854	0,6789	2,8596	15	0,0119

Legenda 6: 10M - 10 Meter Walk Test, s - sekundy, Sm. odch - směrodatná odchylka, N - počet testovaných v souboru, t - hodnota testového kritéria, sv - počet stupňů volnosti, p - dosažená hladina statistické významnosti

Tabulka 7 Zpracování výsledků chůzového testu 10M: porovnání času uvnitř kontrolní skupiny mezi vstupním měřením a kontrolním měřením

	Průměr	Sm.odch	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p
10M (vstupní měření) (s) KO	5,9545	2,2309						
10M (kontrolní měření) (s) KO	5,7227	2,0063	16	0,2318	0,7076	1,3107	15	0,2096

Legenda 7: 10M - 10 Meter Walk Test, KO - kontrolní skupina, s - sekundy, Sm. odch - směrodatná odchylka, N - počet testovaných v souboru, t - hodnota testového kritéria, sv - počet stupňů volnosti, p - dosažená hladina statistické významnosti

Tabulka 8 Statistické zpracování výsledků pro hypotézu H_{05} (rozdíl ve výsledku testu 10 Meter Walk Test při chůzi s KT a bez aplikace KT)

Testovaná skupina s kineziotapem vs. Kontrolní skupina	Průměr TS	Průměr KO	p	N TS	N KO	Sm. odch. TS	Sm. odch. KO
10M (vstupní měření) (s) TS vs. 10M (vstupní měření) (s) KO	4,9145	5,9545	0,1751	16	16	1,9992	2,2309
10M (kontrolní měření) (s) TS vs. 10M (kontrolní měření) (s) KO	4,4291	5,7227	0,0521	16	16	1,5878	2,0063

Legenda 8: 10M - 10 Meter Walk Test, s - sekundy, TS - testovaná skupina s kineziotapem, KO - kontrolní skupina, p - dosažená hladina statistické významnosti, N - počet testovaných v souboru, Sm. odch. - směrodatná odchylka

U obou chůzových testů došlo k většímu zlepšení časů pacientů v testované skupině, které byl aplikován kineziotape. V TUG testu se testovaní pacienti průměrně zlepšili o 0,7 s (průměrná doba prvního měření byla 9,5 s a druhého měření 8,8 s). Kontrolní skupina pacientů se v TUG testu průměrně zlepšila o 0,5 s (průměrná doba prvního měření byla 11,3 s a druhého měření 10,8 s).

Skupina pacientů s KT se průměrně zlepšila v 10M testu o 0,5 s (průměrná doba prvního měření byla 4,9 s a druhého měření 4,4 s). Kontrolní skupina pacientů se v 10M testu zlepšila o 0,3 s (průměrná doba prvního měření byla 6 s a druhého měření 5,7 s).

Tabulka 9 Zpracování výsledků chůzových testů: porovnání časů mezi skupinou s aplikovaným KT a KO

Chůzový test	N	Průměr (s)	Minimum (s)	Maximum (s)	Sm. odch.
TUG (vstupní měření) TS	16	9,48	5,30	15,50	3,67
TUG (kontrolní měření) TS	16	8,79	4,93	15,50	3,50
10M (vstupní měření) TS	16	4,91	2,23	9,10	2,00
10M (kontrolní měření) TS	16	4,43	2,20	7,13	1,59
TUG (vstupní měření) KO	16	11,28	5,47	19,50	4,30
TUG (kontrolní měření) KO	16	10,76	5,27	18,50	3,95
10M (vstupní měření) KO	16	5,95	3,00	11,27	2,23
10M (kontrolní měření) TS	16	5,72	3,13	9,27	2,01

Legenda 9: TUG - chůzový test Time Up and Go, 10M - chůzový test 10 Meter Walk Test, TS - testovaná skupina s kineziotapem, KO - kontrolní skupina, N - počet testovaných v souboru, Sm. odch. - směrodatná odchylka, s - sekundy

6.4 Subjektivní hodnocení kineziotapu

Po aplikaci kineziotapu udávalo 9 pacientů subjektivně pozitivní vliv ve smyslu zlepšení koordinace pohybů na dolní končetině především v počáteční švihové fázi (initial swing) a neustálý kontakt tapu s kůží umocňoval zvýšenou koncentrací na kvalitu chůze v kterékoli části dne. Zbylých 7 pacientů nepocíťovalo žádný efekt kineziotapu.

7 Diskuze

Cílem této kapitoly diplomové práce je zhodnotit naměřené výsledky a porovnat je se závěry soudobých prací ostatních autorů, kteří se věnovali podobné problematice. Jelikož vliv kineziotapu na kvalitu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě prostřednictvím chodícího pásu se zabudovanou silovou plošinou Zebris FDM-T nikdo neobjektivizoval, bylo komplikované najít relevantní studie, se kterými bychom mohli naměřené výsledky porovnat. Mnoho zahraničních autorů se zaměřilo na tapování paretické poloviny těla pacientů po CMP (současně HK a DK), jiní na aplikaci kineziotapu pouze na paretickou dolní končetinu. Při vyhledávání studií bylo nutné zohledňovat shodnost tapovaných svalových skupin a použitou techniku aplikace KT.

Na základě poznatků o vlastnostech a vlivu elastické pásky, které jsou uvedeny v teoretické části, jsme chtěli objektivizovat pomocí chodícího pásu Zebris FDM-T změny v chůzi u pacientů po iktu. V práci hodnotíme rozdíly časoprostorových charakteristik krokového cyklu (délka dvojkroku, šířka kroku, délka trvání stojné a švihové fáze na paretické dolní končetině, doba dvojí opory, kadence kroků, rychlost chůze a laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagram), maximální tlakové a silové působení a funkční parametry chůze prostřednictvím chůzových testů (Timed Up and Go a 10 Meter Walk Test).

V rámci výzkumu této diplomové práce byli zařazeni do souboru probandů pacienti s diagnózou ischemická cévní mozková příhoda v povodí arteria cerebri anterior v subakutní fázi onemocnění. Tento fakt je potřeba ve výsledcích zohlednit, jelikož u pacientů po ischemii v jiném povodí nebo v jiném stadiu onemocnění by výsledky nemusely být totožné. Na základě splnění námi stanovených kritérií byli pacienti rozřazeni na podkladě prostého náhodného výběru formou losování do testované a kontrolní skupiny.

Pro náš výzkum byly vybrány dvě části na paretické dolní končetině, na které byl aplikován kineziotape. První elastická páska byla nanášena na ventrální muskulaturu bérce. Jednalo se o facilitační tape na m. extensor digitorum longus. Do oblasti pánve a kyčelního kloubu byly aplikovány dva tapy za účelem korekce. Touto technikou byla upravena pozice svalů m. gluteus maximus a medius.

7.1 Diskuze k teoretické části

Použití kineziotapu jako metody vedoucí ke zlepšení motorických funkcí u pacientů s neurologickým deficitem je poměrně nové a doposud nebylo publikováno dostatek studií, které by potvrdily nebo vyvrátily jeho deklarované účinky. Navzdory tomu je tape využíván u hojného množství neurologických poruch pohybového systému i poruch jiné etiologie (Iosa, 2015, p. 11).

Předpokládaným efektem kineziotapu u pacientů po cévní mozkové příhodě je ovlivnění spastických svalů a měkkých tkání, udržení vhodného svalového tonu, redukce bolesti a korekce patologického postavení segmentů jak v klidu, tak i v pohybu (Karadag-Saygi *et al.*, 2010, p. 318). Při propojení běžných terapeutických metod na neurofyziologickém podkladě s tapem je možné zintenzivnit celý rehabilitační proces, podpořit jemnou a hrubou motoriku, zvýšit a rozšířit pacientovu nezávislost v ADL a jeho sociální integraci (Kaya *et al.*, 2015, p. 86–87).

Korekce dysfunkce chůze po iktu je jedním z hlavních cílů rehabilitace. Téměř většina pacientů po mrtvici má různě velké deficity chůze. Až 60 % z nich využívá při chůzi různé pomůcky. Přibližně 25 % není schopno chůze bez dopomoci druhé osoby (Park, 2016, p. 1194–1198).

Joeng *et al.* (2016, p. 3) uvádí, že pacienti po mrtvici mají různé problémy s chůzí, které se odvíjí od velikosti nestability rovnováhy a posturální kontroly, změnou těžiště, svalového tonu, senzorní funkce a koordinace interaktivního pohybu, snížení svalové síly a zmenšení rozsahu pohybu, především dorzální flexe v hlezenním kloubu na postižené končetině. Ztráta proprioreceptivního vnímání na paretické končetině ovlivňuje proces učení a výkonu a obvykle způsobuje nežádoucí pohyby, které vedou k poruchám rovnováhy a chůze. Mechanismus účinku tapu vysvětluje Joeng na podkladě reflexní teorie, kdy stimulací kůže prostřednictvím pásky dochází k vyvolání kontinuální kontrakce svalu. Po svalové kontrakci se spontánně rozvíjí svalová relaxace, která vede ke změnám svalového tonu a současně k úlevě od bolesti.

Dobkin *et al.* (2004, p. 370–381) prokázali, že supraspinální senzomotorická síť pro nervovou kontrolu chůze může být nepřímou posuzována prostřednictvím dorzální flexe v hlezenním kloubu. Ta je u pacientů po cévní mozkové příhodě nedostatečná a vede k hip hiking v kyčelním kloubu během švihové fáze. Tento stav je způsoben zhoršenou funkcí mozkové kůry. Belda-Lois *et al.* (2011, p. 66) však poukazují, že funkce míchy je zachovalá

a prostřednictvím specifické tréninkové strategie, která se primárně zaměřuje na distální část paretické DK, lze ovlivnit nervový systém a způsobit tak reorganizaci mozkové kůry pro chůzi.

Jedním z mnoha účinků kineziotapu je i pozitivní vliv na aktivní rozsah pohybu v kloubech, který se zvětší v důsledku facilitace svalů a zlepšení svalové síly. Studie Koseoglu et al. (2017, p. 46–51) prokázala významné účinky tapu aplikovaného na ventrální muskulaturu paretického bérce a dorza nohy, které vedly k obnově hybnosti v hlezenním kloubu a podpoře přestavby neuronových spojů v mozkové kůře.

7.2 Diskuze k vědecké otázce č. 1 a č. 2

Diskuze první a druhé vědecké otázky je součástí jedné podkapitoly, jelikož výsledky obou otázek byly získány prostřednictvím chodícího pásu Zebris FDM-T. Zpracování statistické významnosti a grafické znázornění výsledků k těmto vědeckým otázkám je uvedeno výše v grafech 1–23 a tabulkách 1–2 (s. 38–62).

První vědecká otázka zní: „*Má aplikace kineziotapu vliv na časoprostorové charakteristiky krokového cyklu během chůze na pásu Zebris u pacientů po CMP?*“

Druhá vědecká otázka zní: „*Má aplikace kineziotapu vliv na maximální tlakové zatížení a silové působení jednotlivých částí nohy během chůze na pásu Zebris u pacientů po CMP?*“

Po statistickém zpracování výsledků analýzy chůze můžeme zamítnout nulovou hypotézu H_01 pro parametr délky dvojkroku, stojné a švihové fáze paretické LDK i PDK, kadence, rychlosti chůze a H_02 pro parametr maximálního silového působení předonoží a paty paretické PDK ve prospěch alternativních hypotéz. V ostatních parametrech se pacienti v experimentální skupině a pacienti v kontrolní skupině statisticky významně neliší.

Studie doktorů Young-Han Park a Jung-Ho Lee (2016, p. 3060–3062) se zabývala účinky vlivu kineziotapu na levostranné a pravostranné vychýlení středového bodu během chůze u dvaceti pacientů s diagnózou hemiparéza v důsledku cévní mozkové příhody. Pro zjištění účinků kinetických změn absolvovali pacienti testování chůze celkem třikrát a pro statistickou analýzu byla použita průměrná hodnota. Pacienti byli měřeni před aplikací tapu a 24 hodin po aplikaci. KT byl nanesen na ventrální muskulaturu paretického bérce.

Výsledky ukázaly významný rozdíl ($p < 0,05$) v hodnotách před aplikací pásky a po ní. Laterální vychýlení středového bodu u pravostranné a levostranné hemiparézy se průměrně snížilo $\pm 6,48$ cm od středové symetrie. Bylo potvrzeno, že aplikace kineziotapu u pacientů po mrtvici na paretické dolní končetině je účinná pro snížení odchylky laterální symetrie během chůze. Doktoři ve své studii dospěli k závěru, že nanesení elastické pásky na pokožku zvyšuje senzomotorickou informaci, která se během chůze projeví snížením levé a pravé odchylky středového bodu od středové symetrie (Young-Han, Jung-Ho, 2016, p. 3060–3062).

Námi naměřené hodnoty prokázaly snížení laterálního vychýlení středového bodu Butterfly Diagramu od středové symetrie u pravostranné hemiparézy $\pm 5,3$ cm po aplikaci kineziotapu na vybrané svalové skupiny. Můžeme tedy potvrdit, že nanesení KT na ventrální muskulaturu paretického bérce vede k ovlivnění symetrie. Zlepšení laterální symetrie pouze u pacientů s pravostrannými projevy iktu lze do značné míry objasnit dominancí levé hemisféry mozku, jelikož všichni měření probandi byli praváci. Vyjasnění tohoto poznatku je nad rámec této práce a lze pouze apelovat na budoucí studie, aby tento jev ozřejmily.

Korejská studie z roku 2015 zkoumala vliv tapu na schopnost rovnováhy a chůze u pacientů po CMP. Autoři tohoto výzkumu vycházeli z faktu, že hemiparetici mění normální a přirozené vzory chůze v důsledku nerovnoměrného přenosu hmotnosti. Horstman (2008, p. 251) uvádí, že neparetická strana těla nese větší váhu, zatímco postižená strana nese menší zatížení. Do této studie bylo zařazeno 30 subjektů s diagnostikovaným iktem a byli náhodně rozděleni do kontrolní a experimentální skupiny. Pacientům v experimentální skupině byl aplikován kineziotape na ventrální stranu paretického bérce.

Obě skupiny cvičily přenos váhy na postiženou končetinu pro obnovení normálního rozložení celkové hmotnosti pacienta, posílení svalů a stabilizaci kloubů a dále probandi trénovali chůzi na běžeckém pásu. Cvičení bylo prováděno 20 minut třikrát týdně po dobu šesti týdnů.

Pro posouzení mobility a chůze byl proveden test TUG a pro analýzu časoprostorových parametrů chůze byl použit software Dartfish s videosystémem (videozáznam byl natočen v sagitální rovině, po označení bodů na těle: trochanter major, laterální epikondyl femuru, laterální malleolus a metatarsophalangeální kloub pátého prstu speciální nálepkou).

V experimentální skupině došlo k významným změnám všech časoprostorových parametrů, obzvláště rychlost chůze se zvýšila o 0,4 m/s, doba stojné fáze na paretické DK se prodloužila o 0,3 s. Přestože v kontrolní skupině byla přítomna obdobná tendence,

odpovídající rozdíly nebyly statisticky významné. Této významnosti bylo dosaženo až u testu TUG, kdy se kontrolní skupina pacientů zlepšila o 2,5 s, zatímco skupina probandů v experimentální skupině o 1,7 s. Autoři této studie se shodli na faktu, že elastické pásky zvyšují stabilitu dolních končetin, čímž se zlepší rovnováha, zvýší rychlost chůze a upraví se poměr mezi stojnou a švihovou fází (Chan-Woo *et al.*, 2015, p. 2857–2860).

Kilbreath *et al.* (2006, p. 53–56) uvádí, že tapování má pozitivní vliv na rychlost chůze a zlepšení krokového cyklu, především prodloužení stojné fáze paretické DK. I Patterson (2010, p. 241–246) uvádí ve své studii, že aplikace kineziotapu na abduktory kyčelního kloubu stimuluje jejich aktivaci a zvýší se tak rychlost chůze hemiparetických pacientů.

V našem výzkumu mají časoprostorové charakteristiky trvání stojné a švihové fáze paretické DK ($H_01 - c, d$) a rychlosti chůze ($H_01 - g$) krokového cyklu obdobnou tendenci jako výše zmíněná korejská studie. Jak u pravostranné, tak i levostranné hemiparézy testovaných probandů se po aplikaci kineziotapu prodloužila stojná fáze na paretické končetině a došlo tak ke zlepšení poměru švihové a stojné fáze. Dále se zvýšila rychlost chůze o 0,2 m/s ($p = 0,000$). V naší studii jsme nulovou hypotézu H_01 pro parametr stojné a švihové fáze paretické DK a rychlosti chůze zamítli ($p < 0,05$) ve prospěch alternativní hypotézy H_{A1} . Na základě výše zmíněných skutečností lze hodnotit vliv kineziotapu za značně příznivý.

Námi naměřené hodnoty chůzového testu TUG prokázaly statistickou významnost ($p < 0,05$) uvnitř testované a kontrolní skupiny. Tento fenomén se shoduje s výsledky studie Chan-Wooda (2015, p. 2857–2860). Při porovnání dat mezi těmito skupinami v naší studii nebyla prokázána hladina statistické významnosti, a tak H_04 nebyla zamítnuta ve prospěch alternativní hypotézy H_{A4} . Pacienti v experimentální skupině se zlepšili o 0,7 s a v kontrolní skupině o 0,5 s. Výše zmíněná korejská studie Chan-Wooda prokázala také zlepšení, avšak v testovaném souboru se probandi zlepšili o 1,7 s a v kontrolním souboru o 2,5 s.

Další korejská studie (Yang *et al.*, 2016, p. 2385–2388) zkoumala vliv kineziotapu aplikovaného do oblasti pánve na chůzi u pacientů po iktu prostřednictvím systému GAITRite (GaitRite, CIR systém Inc., USA, 2008). Chodník GAITRite obsahuje šest senzorů snímajících chůzi testovaného a prostřednictvím vzdáleného přístupu byla naměřená data přenesena do osobního počítače. Sledovanými parametry chůze byly délka dvojkroku, kadence a rychlost chůze. Do této studie bylo zařazeno 25 probandům s diagnózou CMP, kterým byl nanesen stabilizační tape do oblasti pánve.

Výsledky studie neprokázaly statisticky významné rozdíly ($p > 0,05$) v žádném ze sledovaných časoprostorových parametrů chůze, přesto se naměřená data po aplikaci KT

zlepšila. Rychlost chůze se zvýšila o 0,08 m/s ($p = 0,42$), kadence o 0,9 kroků/minutu ($p = 0,13$) a délka dvojkroku se prodloužila o 2,6 cm ($p = 0,07$).

Výsledky naší studie prokázaly statisticky významné rozdíly ($p < 0,05$) ve všech třech výše zmíněných časoprostorových parametrech hemiparetické chůze. Pacientům se po aplikaci kineziotapu zvýšila rychlost o 0,2 m/s ($p = 0,000$), kadence o 1,2 kroků/minutu ($p = 0,003$) a délka dvojkroku se prodloužila o 5,4 cm ($p = 0,000$). Dosažení hladiny statistické významnosti u těchto sledovaných parametrů chůze potvrzuje pozitivní účinek elastické pásky na časoprostorovou charakteristiku chůzového cyklu.

Přestože se autorům nepodařilo prokázat statisticky významný rozdíl před aplikací KT a po ní, na základě naměřených dat, která měla zlepšující se charakter, dedukují, že tape zlepšuje rovnováhu a stabilitu v oblasti pánve a tím umožňuje efektivnější chůzi. Yu a Park (2013, p. 362–367) tvrdí, že aplikace elastické pásky do oblasti pánve a cvičení na neurofyziologickém podkladě zvyšují stabilitu, zlepšují svalovou aktivaci a mají tak sumující účinek při obnovení správného stereotypu chůze.

7.3 Diskuze k vědecké otázce č. 3

Třetí vědecká otázka se zabývala chůzovými testy Timed Up and Go (TUG) a 10 Meter Walk (10M). Zpracování statistické významnosti výsledků této otázky je uvedeno výše v tabulkách 3–9 (s. 63–66).

Třetí vědecká otázka zní: „*Má aplikace kineziotapu vliv na funkční parametry chůze porovnáním testu Timed Up and Go (TUG) a 10 Meter Walk Test (10M) u pacientů po CMP?*“

Po zpracování naměřených časů chůzových testů byla prokázána hladina statistické významnosti ($p < 0,05$) uvnitř experimentální skupiny u obou testů a u TUG testu uvnitř kontrolní skupiny. Při porovnání dat mezi skupinami se hladina statistické významnosti neprokázala i navzdory většímu zlepšení času v chůzových testech ve prospěch testovaného souboru. Nulové hypotézy H_04 a H_05 nelze zamítnout ve prospěch alternativních hypotéz H_{A4} a H_{A5} .

Chung et al. (2013, p. 803–806) uvádí, že svalová slabost u pacientů po iktu narušuje rovnováhu, stabilitu, chůzi a zvyšuje rizika pádu. Autor vychází z teorie, že aplikací KT lze

zlepšit posturální kontrolu a schopnost chůze, jelikož tape podpoří proprioreceptivní vnímání a umožní tak správné postavení v kloubech.

Podle Karatase et al. (2004, p. 81–87) je muskulární kontrola kolem hlezenního kloubu a v oblasti pánve důležitá pro zachování funkční stability a schopnosti chůze. Proto jsme v tomto výzkumu aplikovali kineziotape do oblasti pánve a na ventrální muskulaturu paretického bérce a dorza nohy.

V turecké studii se skupina badatelů zaměřila na účinky korekčního postavení nohy a kotníku prostřednictvím kineziotapu a zjišťovala, jak se tato změna projeví na rychlosti chůze. Do výzkumu bylo zařazeno 19 pacientů s diagnózou cévní mozková příhoda. Testovaná skupina byla měřena prostřednictvím chůzového testu 10 Meter Walk před aplikací kineziotapu a po ní.

V prním měření trvalo pacientům ujít měřenou vzdálenost 6,8 s a ve druhém 6,1 s. Hlavní autor této studie, Yazici (2015, p. 345–353), se domnívá, že tape zlepšil kvalitu somatosenzorických informací a svaly kolem kotníku, které hrají důležitou roli v posturální kontrole, tak byly více facilitované. KT v konečném důsledku pozitivně ovlivnil rychlost pacientů po mrtvici.

Námi sledovaní a testovaní pacienti v experimentální skupině se v chůzovém testu 10M zlepšili o 0,5 s, tudíž můžeme potvrdit teorii Yaziciho. Při zpracování námi naměřených výsledků časů tohoto testu byla prokázána hladina statistické významnosti ($p < 0,005$).

Následkem mozkové příhody vzniká asymetrické držení těla, které vede k nesouměrné délce kroků, neplynulému přenosu hmotnosti pacienta a ke zpomalení chůze. Tímto problémem se zabýval Woo-Il (2014, p. 1831–1834), který testoval skupinu 30 pacientů po iktu pomocí 10 Meter Walk testu. Probandi byli na základě náhodného výběru rozděleni do experimentální skupiny, které byl aplikován facilitační tape na ventrální muskulaturu paretického bérce, a do kontrolní skupiny. Obě skupiny čítaly 15 probandů a každý byl měřen celkem dvakrát.

Pokud jde o analýzu této studie, výsledky potvrdily vysokou hladinu statistické významnosti ($p < 0,05$) v rozdílu mezi před aplikací kineziotapu a po ní. Pacienti v experimentální skupině se zlepšili $\pm 1,50$ s a v kontrolní skupině $\pm 0,41$ s. Na základě těchto výsledků lze předpokládat, že účinek kineziotapu usnadňuje aktivaci svalů na paretické DK a napomáhá plynulejšímu přenosu hmotnosti.

Page et al. (2002, p. 290–295) tvrdí, že nezávislost pacientů po cévní mozkové příhodě je značně z kvalitněna prostřednictvím zrychlení chůze a její symetrizaci. Z toho lze vyvodit,

že zlepšení souměrnosti a rychlosti chůze může být vyvoláno stimulací svalů na paretické končetině.

Svaly na paretické DK nejsou schopny poskytnout dynamickou stabilitu pro kloub během krokového cyklu, což se projeví zpomalením chůze. Na tento problém se zaměřil Kim (2014, p. 1831–1834). V jeho studii byl analýzou určen efekt kineziotapu na rychlost chůze u pacientů po iktu. Třicet pacientů bez deficitu v zorném poli a vestibulárním aparátu bylo náhodně rozděleno do experimentální skupiny, kde byl aplikován tape na ventrální muskulaturu paretického bérce před terapeutickým cvičením, a do kontrolní skupiny, kde probíhalo pouze cvičení. Rychlost chůze byla měřena prostřednictvím 10 Meter Walk Test. Terapeutická jednotka probíhala 3 krát týdně po dobu 6 týdnů a měření byla provedena vždy před cvičební jednotkou a po ní.

10M ukázal velmi důvěryhodné výsledky (spolehlivost při testu a opětovném testování byla 0,95). Statisticky významný rozdíl ($p < 0,05$) byl zaznamenán hlavně uvnitř experimentální skupiny a dále v porovnání výsledků mezi testovanou a kontrolní skupinou. V této studii se v chůzovém testu 10M zlepšili pacienti v experimentální skupině o 1,4 s a pacienti v kontrolní skupině o 0,2 s. V našem výzkumu se v chůzovém testu 10M zlepšili testovaní pacienti s aplikovaným kineziotapem o 0,5 s a pacienti v kontrolní skupině o 0,3 s. Z výsledků výše zmíněné studie lze vyvodit, že aplikace kineziotapu zlepšila aktivaci svalů na ventrální straně bérce postižené DK a měla pozitivní vliv na typickou asymetrickou chůzi a její rychlost.

Švýcarská studie (Maguire et al., 2010, p. 37–45) porovnávala prostřednictvím elektromyografie (EMG) aktivitu kyčelních abduktorů (m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae) na postižené straně u pacientů po iktu. Pacienti nejprve absolvovali chůzi bez jakékoliv pomůcky, následně jim byla dána do zdravé HK vycházková hůl a na konec jim byl aplikován kineziotape. Hlavním měřítkem byla aktivita musculus gluteus medius a musculus tensor fasciae latae. Při použití hole na zdravé straně se snížila aktivita m. gluteus medius od výchozího stavu o 21,86 %. Oproti tomu tape zvýšil aktivitu o 5,8 % (po aplikaci elastické pásky byla hladina statistické významnosti $p = 0,001$ a velikost efektu = -0,46). U m. tensor fasciae latae došlo při použití hole ke snížení aktivity o 13,23 % a po aplikaci kineziotapu se jeho aktivita zvýšila o 3 %.

Z výše uvedené studie vyplývá, že tejpování kyčelních abduktorů na postižené straně zvyšuje aktivitu svalů a tím i rychlost chůze ve srovnání s počáteční chůzí, kde nebyly použity žádné pomůcky.

Cílem další jihokorejské studie (Kim, 2015, p. 261–265) bylo zhodnocení účinku kineziotapu na zlepšení svalové aktivity a změny úhlu v hlezenním kloubu u pacientů po CMP na postižené dolní končetině. Experimentální skupině byl aplikován tape do oblasti kotníku, zatímco kontrolní skupina nosila AFO ortézu. Pacienti absolvovali chůzi na běžícím pásu po dobu 30 minut 3 krát týdně celý měsíc. U obou skupin byla měřena svalová aktivita dorzálních flexorů hlezenního kloubu a m. gluteus maximus elektromyografem a kloubní rozsah pomocí Dartfish programu. Byly porovnány změny ve svalových aktivitách u obou skupin před aplikací tapu a po ní a AFO ortézy.

Tabulka 10 Výsledky jihokorejské studie (Kim, 2015, p. 261 - 265)

		Experimentální skupina	Kontrolní skupina	p
Dorzální flexory hlezenního kloubu (μV)	před	1055,25 \pm 606,27	1109,68 \pm 621,63	
	po	1192,04 \pm 646,97	1134,36 \pm 611,00	
	rozdíl	136,78 \pm 73,92	24,68 \pm 49,91	0,002
	p	0,000	0,076	
m. gluteus maximus (μV)	před	751,26 \pm 211,51	733,28 \pm 199,03	
	po	851,40 \pm 250,32	820,60 \pm 228,05	
	rozdíl	100,14 \pm 69,08	87,32 \pm 86,86	0,658
	p	0,000	0,002	
DF (°)	před	7,58 \pm 5,02	7,68 \pm 5,41	
	po	11,17 \pm 6,32	8,61 \pm 5,20	
	rozdíl	-3,59 \pm 1,57	-0,93 \pm 2,15	0,002
	p	0,000	0,163	
PF (°)	před	5,11 \pm 2,35	3,94 \pm 2,47	
	po	8,14 \pm 2,84	4,67 \pm 2,91	
	rozdíl	-3,03 \pm 1,37	-0,72 \pm 1,32	0,000
	p	0,000	0,085	

Legenda 10: p - hladina statistické významnosti, DF - dorzální flexe, PF - plantární flexe

Výsledky ukázaly, že v experimentální skupině došlo ke statisticky významnému rozdílu ($p < 0,05$) svalové aktivity před nanesením kineziotapu a po něm. Při porovnání skupin je patrné, že aktivita dorzálních flexorů hlezenního kloubu po aplikaci tapu vykazuje výrazné zlepšení. V kontrolní skupině se neprojevily statisticky významné změny ($p > 0,05$) v rozsahu hybnosti hlezenního kloubu oproti experimentální skupině, kde se dorzální a plantární flexe zvýšila. Experimentální skupina projevila statisticky významné zlepšení svalové aktivity, rozsahu pohybu v kotníku a schopnosti chůze než pacienti s AFO ortézu.

Při posouzení našich výsledků s výsledky ostatních studií jsou patrné rozdíly, které mohly vzniknout na podkladě několika faktorů, jakými jsou časový interval mezi

jednotlivými měřeními, závažnost iktu, počet testovaných pacientů, míra protažení elastické pásky a její aplikace různými terapeuty a přístrojové a klinické testování.

7.4 Limity studie

V této studii byl zjišťován účinek a vliv kineziotapu na kvalitu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě. Pacienti zařazení do tohoto výzkumu museli vyhovět předem stanoveným a specifickým kritériím, která relativně omezila vzorek pacientů. Nutnost splnění těchto kritérií bylo důležité pro dosažení co nejvyšší úrovně objektivity.

Každý pacient v kontrolní i testované skupině byl pro účely tohoto výzkumu měřen třikrát, přičemž doba mezi druhým a třetím měřením se pohybovala v rozhraní 3 až 5 dnů po aplikaci kineziotapu. Doba mezi těmito měřeními se nepodařila zajistit ve shodném intervalu. Vliv na výsledky měření mohla mít i nestejná denní doba měření, která byla podřízena hospitalizačnímu programu pacientů na Rehabilitačním oddělení ve Fakultní nemocnici Olomouc. Kromě toho existuje také geografický limit, neboť omezený počet testovaných pacientů byl z jedné nemocnice, tudíž může být obtížné naměřené výsledky zobecnit. Dále mohly měření ovlivnit další okolnosti, jako například únava nebo psychické rozpoložení pacienta.

Kineziotape byl pacientům v testované skupině aplikován jedním edukovaným terapeutem. I přes maximální dodržení správných zásad manipulace a aplikace elastické pásky, mohly vzniknout odchylky.

Hlavním námětem pro pokračování této práce by bylo především rozšíření počtu probandů pro zvýšení objektivity a dosažení hladiny statistické významnosti. Také by bylo vhodné zdokonalit další výzkum dle výše uvedených limitů.

Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit účinek kineziotapu na kvalitu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě. V teoretické části byly shrnuty dosavadní poznatky o cévní mozkové příhodě, hemiparetické chůzi, změnách mobility a rovnováhy, kineziotapu a jeho možnostech využití. Součástí teoretické části byl i detailnější rozbor jednotlivých fází krokového cyklu po iktu a jejich patologický dopad na chůzi.

Kineziotape byl aplikován na vybrané části paretické DK. Jednalo se o facilitační tape, který byl nanesen na ventrální muskulaturu paretického bérce a korekční KT, který byl nalepen do oblasti pánve. Pro objektivizaci účinku kineziotapu na hemiparetickou chůzi byl použit Zebris FDM-T a dva chůzové testy (Time Up and Go a 10 Meter Walk Test). Výsledky časoprostorových parametrů (délka dvojkroku, šířka kroku, stejná fáze paretické DK, švihová fáze paretické DK, doba dvojí opory, kadence a rychlost chůze), silových, tlakových a funkčních parametrů chůze byly vyhodnoceny v programu Statistica verze 12.

Z výsledků je patrné, že se pacientům po aplikaci kineziotapu prodloužil dvojkrok, zvýšila kadence a rychlost chůze. Testovaným probandům s pravostrannou hemiparézou se změnil poměr stejné a švihové fáze a to tak, že se doba stejné fáze paretické PDK prodloužila na úkor zkrácení švihové fáze této končetiny. Dále se u pacientů s pravostrannou hemiparézou projevilo zvýšení maximálního silového působení předonoží a paty paretické končetiny při stejné fázi na chodícím pásu a došlo tak k rovnoměrnějšímu přenosu hmotnosti těla.

V úvodu jsem se zmínila, že vývoj chůze je dlouhodobý proces, který může být ve zlomku sekundy zničen. V té chvíli přicházíme na řadu my, fyzioterapeuti a ostatní členové multidisciplinárního týmu, abychom použili všechny dostupné metody a techniky, které pomohou pacientovi co nejvíce se přiblížit k premorbidnímu funkčnímu stavu.

Trendy v rehabilitaci se neustále vyvíjí. Kineziotape řadíme k moderním metodám. V literatuře je o jeho aplikaci na paretické části těla pacientů po iktu věnována velká pozornost, ale jen malé množství studií prověřovalo jeho účinek. Tape má řadu výhod (pozitivní vliv na jednotlivé parametry chůze, nízkou pořizovací cenu, vysokou dostupnost na trhu, minimum vedlejších účinků, možnost kombinace s jinými terapeutickými metodami) a je jen na nás, jakým způsobem prozkoumáme jeho detailnější účinek, který budeme následně schopni využít ve prospěch pacientů.

Tato diplomová práce vznikla za podpory grantu IGA_FZV_2016_009.

Referenční seznam

ALBERT, S. J., KESSELRING, J. 2012. Neurorehabilitation of stroke. *Journal of neurology* [online]. 2012. roč. 5, č. 259, 817-832 p. [cit. 2017-02-01]. ISSN 0340-5354, 1432-1459. Dostupné z: doi:10.1007/s00415-011-6247-y.

AMBLER, Z. 2011. *Základy neurologie*. Praha: Galén, 2011. 7. vydání, 351 p. ISBN 978-807-2627-073.

AMBLER, Z., BAUER, J. 2010. Cévní onemocnění mozku. In BEDNAŘÍK, J., AMBLER Z., RŮŽIČKA, E. *Klinická neurologie: Část speciální I*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2010. XXXII, 707 p. ISBN 9788073873899.

ANONYMOUS. 2014. *Learning to walk again - Gait Analysis and Gait Training for Rehabilitation* [online]. 2014. 7 p. [cit. 2017-05-03]. Dostupné na: http://www.zebris.de/english/pdf/Rehawalk-GB_72.pdf.

ANONYMOUS. 2011. *Zebris FDM Preview: uživatelská příručka*. 2011, 95 p.

AROGUNDADE, F. et al. 2004. Correlation between Karnofsky Performance Status Scale and Short-Form Health Survey in patients on maintenance hemodialysis. *Journal of the national medicine association*. 2004. 1661-1667 p.

BASTLOVÁ, P. 2013. *Proprioreceptivní neuromuskulární facilitace*. Univerzita Palackého v Olomouci, 2013. dotisk 1. vydání, 107-109 p. ISBN 978-80-244-4030-9.

BEDNAŘÍK, J., AMBLER, Z., RŮŽIČKA, E. a kol. 2010. *Klinická neurologie - část speciální I*. Praha - Triton, 2010. 707 p. ISBN 978-80-7387-389-9.

BELDA-LOIS, J-M., HORNO, S., BERMEJO-BOSCH, I. et al. 2011. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2011. roč. 8, č. 1, 1 a 66 p. [cit. 2017-05-02]. ISSN 1743-0003. Dostupné z: doi:10.1186/1743-0003-8-66.

BIALOSZEWSKI, D., WOZNIAK, W., ŻAREK, S. 2009. Clinical efficacy of Kinesiology Taping in reducing Edema of Lower Limbs in Patients Treated with the Ilizarov Method – Preliminary report. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*. 2009, 11(6), 46-54 p. ISSN 1509-3492.

Dostupné na: https://www.kinesiotaping.com/console/uploads/material_document/2009-5.pdf.

BICICI, S., KARATAS, N., BALTACI, G. 2012. Effect of athletic taping and kinesiotaping on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *Int J Sports Phys Ther*. 2012. 7(2), 154-166 p. ISSN 2159-2896. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/224822333_Effect_of_athletic_taping_and_kinesiotapingR_on_measurements_of_functional_performance_in_basketball_players_with_chronic_inversion_ankle_sprains/.

BRIEM, K., ETHÖRSDÖTTIR, H., MAGNÚSDÓTTIR, R. et al. 2011. Effects of Kinesio Tape Compared With Nonelastic Sports Tape and the Untaped Ankle During a Sudden Inversion Perturbation in Male Athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011. 41(1), 328-35 p. ISSN 0190-6011. Dostupné na: <http://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2011.3501>.

BRUTHANS, J. 2010. Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod. *Kapitoly z kardiologie pro praktické lékaře*. 2010. 133-136 p.

BULÍČKOVÁ, M. 2014. Kinesiotaping - podstata metody a možnosti využití. *Med Sport Boh Slo*. 2014, 23(2), 76-85 p. ISSN 1210-5481. Dostupné na: http://www.therabandacademy.com/elements/clients/docs/Bulickova2014-kt-POLISH_635544952779304640.pdf.

BURRIDGE, J. H. et al. 2001. Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot. *Medical Engineering [online]*. 2001. 23(6), 427-434 p. [cit. 2017-02-05]. ISSN 1873-4030. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11551819>.

CARR, J. H., SHEPHERD, R. B. 2000. *Neurological Rehabilitation: Optimizing Motor Performance*. 3rd edition, Oxford: Butterworth-Heinemann. 2000. 35 p. ISBN 0 7506 0971-0.

COSTANTINO, C., LICARI, O., GRANELLA, M. et al. 2012. Neuromuscular taping in multiple sclerosis. A pilot study. *Acta Biomed*. 2012. 83(2), 103-107 p. ISSN 0392-4203. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/235439431_Neuromuscular_taping_in_multiple_sclerosis_A_pilot_study.

ČIHÁK, R. 2004. *Anatomie 3*. 2. vydání. Praha: Grada Publishing, 2004. 692 p. ISBN 978-80-247-1132-4.

DOBKIN, B. H., FIRESTINE, A., WEST, M. et al. 2004 *Ankle dorsiflexion as an fMRI paradigm to assay motor control for walking during rehabilitation Neuroimage* [online]. 2004. č. 23, 370-381p . [cit. 2017-03-01]. Dostupné na: http://ac.els-cdn.com/S1053811904003179/1-s2.0-S1053811904003179-main.pdf?_tid=5309eab8-2f01-11e7-afbf-00000aab0f6c&acdnat=1493707019_88db1153eb9b98ac682b642ef58b7fc2

DUFEK, M. 2002. Cévní mozkové příhody, obecný úvod a klasifikace. *Interní medicína pro praxi*. 2002. č. 6, 5-10 p.

EHLER, E. 2012. Spasticita po cévní mozkové příhodě. In ŠTĚTKÁŘOVÁ, I., EHLER, E., JECH, R. *Spasticita a její léčba*. Praha: Maxdorf, c2012. 291 p. ISBN 978-80-7345-302-2.

FRITZ, S., LUSARDI, M. 2009. White Paper: “Walking Speed: the Sixth Vital Sign”. *Journal of Geriatric Physical Therapy* [online]. 2009. vol. 32, issue 2, 3 p. [cit. 2016-12-19]. DOI: neuvedeno. Dostupné na: http://geriatrictoolkit.missouri.edu/gaitspeed/White_Paper___Walking_Speed__the_Sixth_Vital_Sign_.2.pdf.

GAGE, J. R. et al. 1995. *Gait Analysis: Principles and Applications. Instructional course lectures*. 1995, 77-A (10), 1607-1623 p.
Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8727765>.

GARCÍA-MURO, F., RODRIQUES-FERNANDEZ, A. L., HERRERO-DE-LUCAS, A. 2009. Treatment of myofascial pain in the shoulder with Kinesio taping. *A case report. Man Ther.* 40. 2009. 15(3), 292-295 p. ISSN 1532-2769. Dostupné na: <https://www.theratape.com/education-center/wp-content/uploads/2012/11/Kinesio-Study-Myofascial-Shoulder-Pain.pdf>.

GELBER, D., JEFFERY, D. 2002. *Clinical evaluation and management of spasticity*. Totowa, New Jersey: Humana press Inc., 2002. ISBN 0-89603-636-7.

GONZÁLES-IGLESIAS, J., FERNANDEZ-DE-LAS-PENA, C., CLELAND, J. A. et al. 2009. *Short-term effects of cervical kinesio taping on pain and cervical range of motion in patients with acute whiplash injury: a randomized clinical trial*. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009. 39(7), 515-521 p. ISSN 0190-6011. Dostupné na: https://performance.nd.edu/assets/114740/kinesio_and_neck_pain.pdf.

HERZIG, R. 2008. *Ischemické cévní mozkové příhody: průvodce ošetřujícího lékaře*. 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2008 (a), 84 p.

HORSTMAN, A. M., BELTMAN, M. J., GERITTS, K. H. et al. 2008. Intrinsic muscle strength and voluntary activation of both lower limbs and functional performance after stroke. *Clin Physiol Funct Imaging* [online]. 2008. 28, 251-261 p. [cit. 2017-04-30]. Dostupné na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26834338>.

HSU, Y., WEN-YIN, C., HSIU-CHEN, L. et al. 2009. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009. 19(6), 1092-1099 p. ISSN 1873-5711. Dostupné na: <http://www.kinex.cl/spiderTech/Articles%20that%20Implicate%20Mechanism%20of%20Effect%20of%20Kinesiology%20Tape/THEEFF~2.PDF>.

CHAN-WOO, N., JUNG-HO, L., SUNG-HYOUN, CH. 2015. The effect of non-elastic taping on balance and gait function in patients with stroke. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2015, 27(9), 2857-2860 p. Dostupné na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4616111/>

CHANG, H. Y., CHOU, K. Y., LIN, J. J. et al. 2010. Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Phys Ther Sport*. 2010, 11(4), 122-127 p. ISSN 1873-1600. Dostupné na: <http://ircmj.com/19797.fulltext>.

CHIN, R. et al. 2009. A pneumatic power harvesting ankle-foot orthosis to prevent. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 2009, 6(19), 11 p. [cit. 2017-02-18]. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed?term=A%20pneumatic%20power%20harvesting%20ankle-foot%20orthosis%20to%20prevent>.

CHOI, Y. K., NAM, C. W., LEE, J. H. et al. 2013. The Effects of Taping Prior to PNF Treatment on Lower Extremity Proprioception of Hemiplegic Patients. *J Phys Ther Sci*. 2013, 25(9), 1119-1122 p. ISSN 0915-5287. Dostupné na: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3818771/pdf/jpts-25-1119.pdf>.

CHUNG, E. J., KIM, J. H., LEE B. H. 2013. The effects of core stabilization exercise on dynamic balance and gait function in stroke patients. *J Phys Ther Sci* [online]. 2013, 25, 803-806 p. [cit. 2017-05-01]. Dostupné na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3820398/>

IOSA, M. 2015. The application of Kinesio Taping in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 2015, 57(1), 11 p. ISSN 2230-9926. Dostupné na: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/dmcn.12601/pdf>.

JEDLIČKA, P., KELLER, O. 2005. *Speciální neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2005, 424 p. ISBN 80-726-2312-5.

JEONG, Y. G., KOO, J. W. 2016. The effects of treadmill walking combined with obstacle-crossing on walking ability in ambulatory patients after stroke: a pilot randomized controlled trial. *Top Stroke Rehabil*. 2016, č. 20, 3 p.

KALINA, M. 2008. *Cévní mozková příhoda v medicínské praxi*. 1. vyd. Praha: Triton, 2008. 231 p. ISBN 9788073871079.

KALITA, Z. a kol. 2006. *Akutní cévní mozkové příhody*. Praha - Maxdorf s. r. o., 2006. 623 p. ISBN 80-85912-26-0.

KALVACH, P. Cévní mozková onemocnění. In JEDLIČKA, P., KELLER, O. 2005. *Speciální neurologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2005. XV, 424 p. ISBN 8072623125.

KALVACH, P. 2010. *Mozkové ischemie a hemoragie*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2010. 456 p. ISBN 978-80-247-2765-3.

KALVACH, Z. 2008. *Geriatrické syndromy a geriatrický pacient*. vyd. 1. Praha: Grada, 2008. 336 p. ISBN 978-80-247-2490-4.

KALVACH, Z. ZADÁK, Z., JIRÁK, R., ZAVÁZLOVÁ, H. SUCHARDA, P. 2004. *Geriatric a gerontologie*. Praha: Grada, 2004. 861 p. ISBN 80-7345-042-9.

KARADAG-SAYGI, E., CUBUKCU-AYDOSELI, K., KABLAN, N. et al. 2010. The role of kinesioteaping combined with botulinum toxin to reduce plantar flexors spasticity after stroke. *Top Stroke Rehabil.* 2010, 17(4), 318-322 p. ISSN 1945-5119. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/46180905_The_Role_of_Kinesiotaping_Combined_With_Botulinum_Toxin_to_Reduce_Plantar_Flexors_Spasticity_After_Stroke.

KARATAS, M., CETIN, N., BAYRAMOGLU, M. et al. 2004. Trunk muscle strength in relation to balance and functional disability in unihemispheric stroke patients. *Am J Phys Med Rehabil* [online]. 2004, 83, 81-87 p. [cit. 2017-05-01]. Dostupné na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14758293>.

KASE, K., WALLIS, J., KASE, T. 2013. *Clinic Therapeutic Applications Of The Kinesio Taping Method*. 2. Edition. Japan: Kinesio Taping Association, 2013. 274 p. ISBN 978-09-890-3240-7.

KAYA, E., ZINNUROGLU, M., TUGCU, I. 2011. Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. *Clin rheumatol.* 2011, 30(2), 201-207 p. ISSN 1434-9949. Dostupné na: <http://rocktape.com/wp-content/uploads/Kaya-KT-cf-PT-for-Rx-of-sh-impingement-syndrome.pdf>.

KAYA, O. K., UYSAL, S. A., TURKER, D. et al. 2015. The effects of Kinesio Taping on body functions and activity in unilateral spastic cerebral palsy: a single-blind randomized controlled trial. *Developmental Medicine & Child Neurology.* 2015, 57(1), 81-87 p. ISSN 1469-8749. Dostupné na: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/dmcn.12583/pdf>.

KILBREATH, S. L., PERKINS, S., CROSBIE, J. et al. 2006. Gluteal taping improves hip extension during stance phase of walking following stroke. *Aust J Physiother* [online]. 2006, 52, 53-56 p. [cit. 2017-04-30].

Dostupné na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16515423>.

KIM, S. Y., YANG, L., PARK, I. J. et al 2015. Effects of Innovative WALKBOT Robotic-Assisted Locomotor Training on Balance and Gait Recovery in Hemiparetic Stroke: A Prospective, Randomized, Experimenter Blinded Case Control Study With a Four-Week Follow-Up. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* [online]. 2015, roč. 23, č. 4, 636-642 p. [cit. 2017-01-30]. ISSN 1558-0210. Dostupné na: [doi:10.1109/TNSRE.2015.2404936](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2015.2404936).

KIM, W. et al. 2014. The effect of muscle facilitation using kinesio taping on walking and balance of stroke patients. *Journal of physical therapy science* [online]. 2014, 26(11), 1831-1834 p. [cit. 2017-05-03]. Dostupné na:

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4242965/>

KIM, W. I., PARK, Y. H., SUNG, Y. B. et al. 2015. Effects of Kinesio Taping for Ankle Joint and AnkleFoot Orthosis on Muscle Stimulation and Gait Ability in Patients with Stroke Suffering Foot Drop. *Advanced Science and Technology Letters* [online]. 2015, 116, 261-265 p. [cit. 2017-05-03]. Dostupné na:

http://onlinepresent.org/proceedings/vol116_2015/53.pdf.

KOBROVÁ, J., VÁLKA, R. 2012. *Terapeutické využití kinesio tapu*. 1. vyd. Praha: Grada, 2012. 21-25 p. ISBN 978-80-247-4294-6.

KOLÁŘ, P. et al. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 387 p. ISBN 978-807-2626-571.

KOLÁŘOVÁ, B., MARKOVÁ, M., STACHO, J. et al. 2014. *Počítačové a robotické technologie v klinické rehabilitaci - možnosti vyšetření a terapie*. Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. 38-53 p. ISBN 978-80-244-4266-2.

KOSEOGLU, B. F. et al. 2017. Can kinesio tape be used as an ankle training method in the rehabilitation of the stroke patients? *Complementary Therapies in Clinical Practice* [online]. 2017, č. 27, 46-51 p. [cit. 2017-05-02]. Dostupné na:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1744388116301098>.

KULKARNI, G. S. 2008. *Textbook of orthopedics and trauma*. New Delhi India: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2008. ISBN 978-81-8448-243-3.

KUMBRINK, B. 2014. *K-Taping*. 1. Vydání. Nakladatelství Václav Lukeš - Poznání, 2014. 10-21 p. ISBN 978-80-87419-39-7.

LAMONTAGNE, A. et al. 2002. Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during. *Gait and Posture*. 2002. 244-255 p. Dostupné z:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11983499>.

LANGDON, C., LEE, H., BINNS, C. 2007. Dysphagia in acute ischaemic stroke: severity, recovery and relationship to stroke subtype. *Journal of Clinical Neuroscience*. 2007, 14(7), 630-634 p. ISSN 0967-5868. Dostupné na:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0967586806002724>.

LEWIT, K. 2003. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika, 2003. 411 p. ISBN 80-866-4504-5.

MAGUIRE, C. et al. 2010. Clinical Rehabilitation: Hip abductor control in walking following stroke - the immediate effect of canes, taping and TheraTogs on gait [online]. 2010, 24(1), 37-45 p. [cit. 2017-04-28] ISSN 0269-2155. Dostupné na:

http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0269215509342335?url_ver=Z39.88-2003&rfr_id=ori%3Arid%3Acrossref.org&rfr_dat=cr_pub%3Dpubmed&.

MAYER, M. 2000. Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2000, č. 2, 66-73 p. Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, Praha. ISSN 1211-2658.

Mayoclinic [cit. 2016-12-12]. Dostupné na:

<http://www.mayoclinic.com/health/medical/IM02395>

MIN-YEONG, H., CHEOL-YONG, K., CHAN-WOO, N. 2015. Influence of the application of inelastic taping on shoulder subluxation and pain changes in acute stroke patients. *J. Phys. Ther. Sci.* 2015, 27(11), 3393-3395 p. ISSN 2187-5626. Dostupné na:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4681912/pdf/jpts-27-3393.pdf/>.

MIRALLES I., MONTEERRDE, S., DEL RÍO, O. et al 2014. Has Kinesio Tape Effects on Ankle Proprioception? A Randomized Clinical Trial. *Clinical 45. Kinesiology*. 2014, 68(2), 9-19 p. ISSN 0896-9620. Dostupné na: http://www.thera-bandacademy.com/elements/clients/docs/Miralles2014-kt__635500844855288528.pdf.

MUMENTHALER, M., MATTLE, H. 2001. *Neurologie*. 1. vyd. Praha: Grada, c2001, 649 p. ISBN 8071695459.

MURCKOVÁ, P. 2001. *Analýza chůze u osob s hemiparezou po cévní mozkové příhodě*. Disertační práce. Olomouc: FTK. 2001.

NIESSEN, M. H., VEEGER, D. H., KOPPE, P. A. et al. 2008. Proprioception of the Shoulder After Stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008, č. 89(2), 333-338 p. ISSN 0003-9993. Dostupné na: <http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2807%2901699-1/pdf>

OLNEY, S. J., RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture* [online]. 1996, č. 4(2), 136-148 p. [cit. 2016-11-07]. ISSN 1879-2219. Dostupné na: <http://www.mendeley.com/research/hemiparetic-gait-following-stroke-part-1-characteristics/>.

OSTERHUES, D. J. 2004. The use of Kinesio Taping in the management of traumatic patella dislocation. *A case study. Physiotherapy Theory and Practice*. 2004, č. 20(5), 267-270 p. ISSN 1521-051. Dostupné na: http://www.therapeuticandacademy.com/elements/clients/docs/osterhues2004-kt__635549245445093552.pdf.

PAGE, S. J., SISTO S., JOHNSTON, M. V. et al. 2002. Modified constraint-induced therapy after subacute stroke: a preliminary study. *Neurorehabil Neural Repair* [online]. 2002, 16, 290-295 p. [cit. 2017-05-02]. Dostupné na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12234091?dopt=Abstract>.

PARK, K. T., KIM, H. J. 2016. Effect of the a circuit training program using obstacles on the walking and balance abilities of stroke patients. *J Phys Ther Sci*. 2016, č. 28, 1194-1198 p.

PATTERSON, K. K., GAGE, W. H., BROOKS, D. et al. 2010. Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait Posture* [online]. 2010, 31, 241-246 p. [cit. 2017-04-30]. Dostupné na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19932621>.

PFEIFFER, J. 2007. *Neurologie v rehabilitaci: pro studium a praxi*. 1. vyd. Praha: Grada, 2007. 143 p. ISBN 9788024711355.

PUERALA, S. H. 2005. *Rehabilitation of Gait in Chronic Stroke Patients* [online]. Finland: Kuopio. [cit. 2017-03-03]. ISBN 951-27-0204-5. Dostupné na: http://epublications.uef.fi/pub/urn_isbn_951-27-0204-5/urn_isbn_951-27-0204-5.pdf.

RAYNE, S. 2006. Defining the Bobath concept using the Delphi technique. *Physiother Res Int*. 2006, roč. 11, č. 1, 4-13 p.

RIEMANN, B. L., LEPHART, S. M. 2002. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*. 2002, č. 37(1), 71-79 p. ISSN 1062-6050. Dostupné na:

http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164311/pdf/attr_37_01_0071.pdf.

ROWLAND, L. P., PEDLEY A. T., MERRITT H. 2010. *Merritt's neurology*. 12th ed., Philadelphia, PA: Lippincott Williams, c2010. XXI, 1172 p. ISBN 07-817-9186-3.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2007. *Motor control: translating research into clinical practice*. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams, 2007. 612-615 p. ISBN 07-817-6691-5.

SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. 2012. *Motor control: translating research into clinical practice*. 4th ed. Philadelphia, Pa.: Wolters Kluwer Health, Lippincott Williams & Wilkins, 2012. 641 p. ISBN 978-1-4511-1710-3.

SLUPIK, A., DWORNIK, M., BIALOSZEWSKI, D. et al. 2007. Effect of Kinesio Taping on Bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2007, č. 9(6), 644-651 p. ISSN 2084-4336. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/5623627_Effect_of_Kinesio_Taping_on_bioelectrical_activity_of_vastus_medialis_muscle_Preliminary_report.

Stroke Assessment Scales Overview [cit. 2015-12-28]. Dostupné na:

<http://www.strokecenter.org/professionals/stroke-diagnosis/stroke-assessment-scales-overview/#b>

TROJAN, S. 2005. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. 237 p. ISBN 80-247-1296-2.

ÚSTAV ZDRAVOTNICKÝCH INFORMACÍ A STATISTIKY ČR, *Hospitalizování v nemocnicích ČR* [online]. ISSN: 1210-8731 [cit. 2017-03-17] dostupné na: <http://www.uzis.cz/katalog/zdravotnicka-statistika/hospitalizovani>.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 p. ISBN 80-725-4837-9.

VÍTKOVEC, J., SOUČEK, M. 2003. *Hypertenze a cévní mozkové příhody*. *Neurologie pro praxi*. 2003. 26-29 p. ISSN 1213-1814. Dostupné na: <http://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2003/01/07.pdf>.

WALLARD, L., G. DIETRICH, Y., BREDIN, J. 2015. Effects of robotic gait rehabilitation on biomechanical parameters in the chronic hemiplegic patients. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology* [online]. 2015, roč. 45, č. 3, 215-219 p. [cit. 2016-11-29]. ISSN 1769-7131. Dostupné z: doi:10.1016/j.neucli.2015.03.002.

WINTERS, T., GAGE J., HICKS R. 1987. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults. *The Journal of bone and joint surgery* [online]. 1987, 69-A (3), 437-441 p. [cit. 2016-12-08]. Dostupné z: <http://fizjoterapeutom.pl/files/29/Winters TF 1987 Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults.pdf>.

WHITTLE, M., W. 2007. *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Oxford: University of Oxford, 2007. 59 p. ISBN 9-780-7506-8883-3.

WHO. 2006. Neurological disorders: public health challenges. *World Health Organization, Geneva*. c2006, XI, 218 p. ISBN 978-924-1563-369. [cit. 2016-12-08] dostupné na: http://www.who.int/mental_health/neurology/neurological_disorders_report_web.pdf.

YANG, J. L., JI, Y. K., SEONG, Y. K. et al. 2016. The effects of trunk kinesio taping on balance ability and gait function in stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2016, 28(8), 2385-2388 p. [cit. 2017-05-02]. Dostupné na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5011603/>.

WOO-IL, K. et al. 2014. The Effect of Muscle Facilitation Using Kinesio Taping on Walking and Balance of Stroke Patients. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2014, 1831-

1834 p. [cit. 2017-05-02]. Dostupné na: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpts/26/11/26_jpts-2014-238/_pdf.

YANG, K. R., JAE, I. K., YONG, Y. K. et al. 2012. Effects of Ankle Joint Taping on Postural Balance Control in Stroke Patients. *Journal of International Academy of Physical Therapy Research*. 2012. 3(2), 446-452 p. ISSN 2092-8475. Dostupné na: https://www.researchgate.net/publication/263440224_Effects_of_Ankle_Joint_Taping_on_Postural_Balance_Control_in_Stroke_Patients.

YAZICI, A. et al. 2015. Does correcting position and increasing sensorial input of the foot and ankle with Kinesio Taping improve balance in stroke patients? *Neurorehabilitation* [online]. 2015, 36(3), 345-353 p. Dostupné na: <http://content.iospress.com/articles/neurorehabilitation/nre1223>.

YOUNG-HAN, P., JUNG-HO, L. 2016. Effects of proprioceptive sense-based Kinesio taping on walking imbalance. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2016, 28(11) [cit. 2017-4-30]. Dostupné na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5140799/>.

YU, S. H., PARK, S. D. 2013 The effects of core stability strength exercise on muscle activity and trunk impairment scale in stroke patients. *J Exerc Rehabil* [online]. 2013, 9, 362-367 p. [cit. 2017-5-01]. Dostupné na: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24278885>.

ZVOLSKÝ, M. 2012. *Hospitalizovaní a zemřelí na cévní nemoci mozku v ČR v letech 2003–2010* [online]. 2012. č. 2. [cit. 2016-12-27] dostupné na: <http://www.uzis.cz/rychle-informace/hospitalizovani-zemreli-cevni-nemoci-mozku-cr-letech-2003-2010>.

Seznam zkratek

10M	10 Meter Walk Test
CMP	Cévní mozková příhoda
CNS	Centrální nervová soustava
COM	Center of mass
COP	Center of pressure
DD	Délka dvojkroku
DK	Dolní končetina
DO	Double stance phase
H	Hypotéza
IP	Interfalangeální skloubení
K	Kadence
KO	Kontrolní skupina
KOK	Kolenní kloub
KT	Kineziotape
KYK	Kyčelní kloub
LSYM	Lateral symmetry
MF	Maximum force
MP	Maximum pressure
N	Počet testovaných pacientů v souboru
p	hladina statistické významnosti
p.	page
R	Rychlost
s	sekunda
SF	Stance phase
SP	Swing phase
Sm. odch.	Směrodatná odchylka
sv.	počet stupňů volnosti
ŠK	Šířka kroku
t	hodnota testového kritéria
TS	Testovaná skupina
TUG	Timed Up and Go

Seznam obrázků

Obrázek 1 Fáze krokového cyklu – popis (Whittle, 20017, p. 59).....	17
Obrázek 2 Facilitační KT na ventrální muskulaturu bérce paretické DK (vlastní foto).....	34
Obrázek 3 Korekční KT v oblasti pánve a kyčelního kloubu na paretické straně (vlastní foto)	35

Seznam tabulek

Tabulka 1 Hladina statistické významnosti v jednotlivých segmentech akra pro H_{02} mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	50
Tabulka 2: Hladina statistické významnosti v jednotlivých segmentech akra pro H_{03} mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	57
Tabulka 3 Zpracování výsledků chůzového testu TUG: porovnání času uvnitř testované skupiny s aplikovaným tapem mezi vstupním měření a kontrolním měření.....	63
Tabulka 4 Zpracování výsledků chůzového testu TUG: porovnání času uvnitř kontrolní skupiny mezi vstupním měřením a kontrolním měřením.....	63
Tabulka 5 Statistické zpracování výsledků pro hypotézu H_{04} (rozdíl ve výsledku testu Timed Up and Go při chůzi s KT a bez aplikace KT)	64
Tabulka 6 Zpracování výsledků chůzového testu 10M: porovnání času uvnitř testované skupiny s aplikovaným tapem mezi vstupním měřením a kontrolním měřením.....	64
Tabulka 7 Zpracování výsledků chůzového testu 10M: porovnání času uvnitř kontrolní skupiny mezi vstupním měřením a kontrolním měřením.....	65
Tabulka 8 Statistické zpracování výsledků pro hypotézu H_{05} (rozdíl ve výsledku testu 10 Meter Walk Test při chůzi s KT a bez aplikace KT).....	65
Tabulka 9 Zpracování výsledků chůzových testů: porovnání časů mezi skupinou s aplikovaným KT a KO.....	66
Tabulka 10 Výsledky jihokorejské studie (Kim, 2015, p. 261 - 265)	75

Seznam grafů

Graf 1 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu délky dvojkroku (cm) v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	39
Graf 2 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu šířky kroku (cm) v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	40
Graf 3 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu délky trvání stojné fáze (%) paretické LDK u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	41
Graf 4 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu délky trvání stojné fáze (%) paretické PDK u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	42
Graf 5 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu délky trvání švihové fáze (%) paretické LDK u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	43
Graf 6 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu délky trvání švihové fáze (%) paretické PDK u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	44
Graf 7 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu doby dvojí opory (%) v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	45
Graf 8 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu kadence (kroky/min) v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	46
Graf 9 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu rychlosti chůze (km/hod) v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	47
Graf 10 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu (mm) u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	48
Graf 11 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu laterální symetrie středového bodu Butterfly Diagramu (mm) u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	49
Graf 12 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) předonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	51

Graf 13 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) předonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	52
Graf 14 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) středonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	53
Graf 15 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) středonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	54
Graf 16 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) paty při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	55
Graf 17 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního silového působení (N) paty při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	56
Graf 18 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm ²) předonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou	57
Graf 19 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm ²) předonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou	58
Graf 20 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm ²) středonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou	59
Graf 21 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm ²) středonoží při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou	60
Graf 22 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm ²) paty při chůzi s KT a bez aplikace KT u levostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	61
Graf 23 Graf jednofaktorové Anovy rozdílu maximálního tlakového zatížení (N/cm ²) paty při chůzi s KT a bez aplikace KT u pravostranné hemiparézy v prvním, druhém a třetím měření mezi skupinou s aplikovaným KT a kontrolní skupinou.....	62

Seznam příloh

Příloha 1 Informovaný souhlas.....	97
Příloha 2 Chodící pás Zebris FDM-T se zabudovanou silovou plošinou (vlastní fotografie)..	99
Příloha 3 Grafické znázornění chůzového testu Time Up and Go (Schumway-Cook <i>et al</i> , 2007, p. 613).....	100

Přílohy

Příloha 1 Informovaný souhlas



Fakulta
zdravotnických věd

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: **Vliv kineziotapu na kvalitu chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě**

Období realizace: březen 2016 – únor 2017

Řešitelé projektu: Bc. Karolína Kohoutová – pod odborným dohledem Mgr. Ivety Lerchové

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném projektu, jehož cílem je zjistit, zda má kineziotape vliv na kvalitu chůze u pacienta po cévní mozkové příhodě. Pro účely hodnocení vám budou na kůži aplikovány hypoalergenní elastické pásky – kineziotape. K měření bude využit přístroj Zebris FDM-T Systém (chodící pás se zabudovanou tlakovou plošinou s možností hodnocení chůze). Měření chůze bude probíhat celkem tři krát v délce cca 15 min. Z účasti na projektu pro Vás neplynou žádná známá zdravotní rizika. Během měření na přístroji budete pod neustálým dohledem a v případě jakéhokoliv problému bude test okamžitě zastaven, stejně jako při objevení se alergie na kineziotape. V průběhu měření můžete kdykoliv vyjádřit nesouhlas s jeho průběhem a měření bude ukončeno. Pokud s účastí na projektu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Prohlášení

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném projektu. Řešitelka projektu mne informovala o podstatě výzkumu a seznámila mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na projektu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Tř. Svobody 8 | 771 11 Olomouc | T: 585 632 852
www.fzv.upol.cz

anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitelky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a, že mám možnost kdykoliv od spolupráce na projektu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží moje osoba (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:

Bc. Karolína Kohoutová

V _____ dne: _____

Jméno, příjmení a podpis účastníka v projektu (zákonného zástupce):

V _____ dne: _____

Příloha 2 Chodící pás Zebris FDM-T se zabudovanou silovou plošinou (vlastní fotografie)



Příloha 3 Grafické znázornění chůzového testu Time Up and Go (Schumway-Cook *et al*, 2007, p. 613)

